

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5996694号
(P5996694)

(45) 発行日 平成28年9月21日(2016.9.21)

(24) 登録日 平成28年9月2日(2016.9.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全 25 頁)

| | | | |
|------------|-------------------------------------|-----------|------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2015-38408 (P2015-38408) | (73) 特許権者 | 594164542 |
| (22) 出願日 | 平成27年2月27日 (2015.2.27) | | 東芝メディカルシステムズ株式会社 |
| (62) 分割の表示 | 特願2011-126732 (P2011-126732) の分割 | | 栃木県大田原市下石上1385番地 |
| 原出願日 | 平成23年6月6日 (2011.6.6) | (74) 代理人 | 100108855 |
| (65) 公開番号 | 特開2015-134185 (P2015-134185A) | | 弁理士 蔵田 昌俊 |
| (43) 公開日 | 平成27年7月27日 (2015.7.27) | (74) 代理人 | 100103034 |
| 審査請求日 | 平成27年2月27日 (2015.2.27) | | 弁理士 野河 信久 |
| | | (74) 代理人 | 100075672 |
| | | | 弁理士 峰 隆司 |
| | | (74) 代理人 | 100153051 |
| | | | 弁理士 河野 直樹 |
| | | (74) 代理人 | 100140176 |
| | | | 弁理士 砂川 克 |
| | | (74) 代理人 | 100179062 |
| | | | 弁理士 井上 正 |

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】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信する超音波送信部と、

前記超音波に対応する反射波に基づいて受信信号を発生する超音波受信部と、

前記受信信号に基づいて、1つの方位方向における関心領域内の血流に起因した第1ドプラ信号と前記関心領域内の組織に起因した第2ドプラ信号とを、それぞれ発生するドプラ信号発生部と、

前記第1ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第1の速度表示スケールを決定し、
前記第2ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第2の速度表示スケールを決定する速度表示スケール決定部と、

前記第1ドプラ信号に基づいて血流ドプラ画像を発生し、前記第2ドプラ信号に基づいて組織ドプラ画像を発生する画像発生部と、

前記血流ドプラ画像を前記第1の速度表示スケールで表示し、前記組織ドプラ画像を前記第2の速度表示スケールで表示する表示部と、

を具備し、

前記速度表示スケール決定部は、前記第1の速度表示スケールに比べて拡大した速度表示スケールを、前記第2の速度表示スケールとして決定すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

10

20

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信する超音波送信部と、

前記超音波に対応する反射波に基づいて受信信号を発生する超音波受信部と、

前記受信信号に基づいて、1つの方位方向における関心領域内の血流に起因した第1ドプラ信号と前記関心領域内の組織に起因した第2ドプラ信号とを、それぞれ発生するドプラ信号発生部と、

前記第1ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第1の速度表示スケールを決定し、前記第2ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第2の速度表示スケールを決定する速度表示スケール決定部と、

前記第1ドプラ信号に基づいて血流ドプラ画像を発生し、前記第2ドプラ信号に基づいて組織ドプラ画像を発生する画像発生部と、

前記血流ドプラ画像を前記第1の速度表示スケールで表示し、前記組織ドプラ画像を前記第2の速度表示スケールで表示する表示部と、

を具備し、

前記速度表示スケール決定部は、前記第2の速度表示スケールに比べて縮小した速度表示スケールを、前記第1の速度表示スケールとして決定すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信する超音波送信部と、

前記超音波に対応する反射波に基づいて受信信号を発生する超音波受信部と、

前記受信信号に基づいて、1つの方位方向における関心領域内の血流に起因した第1ドプラ信号と前記関心領域内の組織に起因した第2ドプラ信号とを、それぞれ発生するドプラ信号発生部と、

前記第1ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第1の速度表示スケールを決定し、前記第2ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第2の速度表示スケールを決定する速度表示スケール決定部と、

前記第1ドプラ信号に基づいて血流ドプラ画像を発生し、前記第2ドプラ信号に基づいて組織ドプラ画像を発生する画像発生部と、

前記血流ドプラ画像を前記第1の速度表示スケールで表示し、前記組織ドプラ画像を前記第2の速度表示スケールで表示する表示部と、

を具備し、

前記画像発生部は、前記血流ドプラ画像における時間軸の時刻と前記組織ドプラ画像における時間軸の時刻とを一致させて、前記血流ドプラ画像に前記組織ドプラ画像を重畳させた画像を発生すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信する超音波送信部と、

前記超音波に対応する反射波に基づいて受信信号を発生する超音波受信部と、

前記受信信号に基づいて、1つの方位方向における関心領域内の血流に起因した第1ドプラ信号と前記関心領域内の組織に起因した第2ドプラ信号とを、それぞれ発生するドプラ信号発生部と、

前記受信信号に基づいて、Bモード信号を発生するBモード信号発生部と、

前記Bモード信号に基づいて、Bモード画像を発生する画像発生部と、

前記Bモード画像の前記方位方向上に、操作者からの指示に従って前記関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記関心領域における画素値に基づいて、前記関心領域内に複数のレンジゲートの位置を決定するレンジゲート決定部と、

を具備し、

10

20

30

40

50

前記ドブラ信号発生部は、前記受信信号に基づいて、前記レンジゲートの位置にそれぞれ対応した複数のドブラ信号を発生し、

前記ドブラ信号各々に関する速度分布範囲に基づいて、前記ドブラ信号にそれぞれ対応する複数の速度表示スケールを決定する速度表示スケール決定部と、

前記ドブラ信号各々に基づいて、前記ドブラ信号にそれぞれ対応する複数のドブラ画像を発生する画像発生部と、

前記ドブラ画像に対応する前記速度表示スケールで、前記ドブラ画像を表示する表示部と、

をさらに具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

10

前記レンジゲート決定部は、前記複数のレンジゲートのうち少なくとも2つのレンジゲートについて、一方のレンジゲートの範囲内に他方のレンジゲートを含ませるために、前記複数のレンジゲート位置を決定すること、

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記関心領域内の前記レンジゲートの位置を、前記操作者からの指示に従って入力する入力部をさらに具備し、

前記レンジゲート決定部は、前記入力部から入力された指示に基づいて、前記レンジゲートの位置を調整すること、

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記ドブラ信号発生部は、フィルタ特性を変更可能な可変フィルタをさらに有し、

前記可変フィルタにおけるフィルタ特性を、前記受信信号から前記第 1 ドブラ信号を抽出するためのフィルタ特性から、前記受信信号から前記第 2 ドブラ信号を抽出するためのフィルタ特性へ変更させるフィルタ変更部をさらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記ドブラ信号発生部は、前記第 1 ドブラ信号の発生に関するフーリエ変換で用いられるサンプル数に比べて多いサンプル数を用いて、前記受信信号をフーリエ変換することにより、前記第 2 ドブラ信号を発生すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記超音波送信部は、前記血流の速度及び前記組織の運動速度にそれぞれ対応した所定の送信条件で超音波を送信すること、

を特徴とする請求項 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】

前記所定の送信条件は、パルス繰り返し周波数であること、

を特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波受信部は、前記血流の速度及び前記組織の運動速度にそれぞれ対応した所定の受信条件で超音波を受信すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、ドブラ機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置において、動脈硬化の有無を判定するために、組織解析専用モードにより、血流速度と血管壁の運動速度との時相のずれを評価することがある。ドブラ信

50

号に混入する不要な信号は、表示される速度スケール（以下、速度表示スケールと呼ぶ）の設定に従って、フィルタ処理により除去される。異なる方位方向であって被検体内の異なる位置に関する速度値情報と時相とを合わせて表示する機能（以下、デュアルドプラ機能と呼ぶ）において、異なる対象物から取得されたドプラ信号は、同じ速度表示範囲で表示される。

【0003】

しかしながら、従来のデュアルドプラ機能は異なる対象物各々から取得されたドプラ信号を同じ速度表示範囲で表示するため、操作者にとって表示画像の観察が難しい問題がある。また、デュアルドプラ機能は方位方向が異なることを前提としているため、同じ方位方向における異なる対象物の速度値情報と時相とを合わせて表示できない問題がある。加えて、HPRF（High Pulse Repetition Frequency）法ではひとつの方位方向に対して異なる深さのレンジゲートが設定されるが、一つの速度表示範囲が設定されるのみである。また、複数のレンジゲートを設定することは、操作者にとって煩雑な操作であり大きな負担である。また、これらの操作には多くの時間が費やされる問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3892538号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

目的は、1つの方位方向において血流に起因するドプラ信号と組織に起因する起因するドプラ信号とをそれぞれ発生する可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信する超音波送信部と、前記超音波に対応する反射波に基づいて受信信号を発生する超音波受信部と、前記受信信号に基づいて、1つの方位方向における関心領域内の血流に起因した第1ドプラ信号と前記関心領域内の組織に起因した第2ドプラ信号とを、それぞれ発生するドプラ信号発生部と、前記第1ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第1の速度表示スケールを決定し、前記第2ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第2の速度表示スケールを決定する速度表示スケール決定部と、前記第1ドプラ信号に基づいて血流ドプラ画像を発生し、前記第2ドプラ信号に基づいて組織ドプラ画像を発生する画像発生部と、前記血流ドプラ画像を前記第1の速度表示スケールで表示し、前記組織ドプラ画像を前記第2の速度表示スケールで表示する表示部と、を具備し、前記速度表示スケール決定部は、前記第1の速度表示スケールに比べて拡大した速度表示スケールを、前記第2の速度表示スケールとして決定すること、を特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図2】図2は、図1の超音波診断装置におけるドプラ信号発生部の構成を示す構成図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係り、血流ドプラ波形に組織ドプラ波形を、それぞれの速度表示スケールで重畳表示させる処理の流れを示すフローチャートである。

【図4】図4は、第1の実施形態に係り、Bモード画像上に表示された関心領域の一例を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係り、血流ドプラ波形に組織ドプラ波形を、それぞれの速度表示スケールで時刻を一致させて重畳した重畳画像の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係り、図4と図5とを含む表示画面の一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態の第1の変形例に係り、組織ドブラ波形の速度値に応じて色相が変更された組織ドブラ画像を血流ドブラ画像に、それぞれの速度表示スケールで時刻を一致させて重畳した重畳画像の一例を示す図である。

【図8】図8は、第1の変形例に係り、組織ドブラスペクトラムの強度値に応じて色相が変更された組織ドブラ画像を血流ドブラ画像に、それぞれの速度表示スケールで時刻を一致させて重畳した重畳画像の一例を示す図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図10】図10は、図9の超音波診断装置におけるドブラ信号発生部の構成を示す構成図である。

10

【図11】図11は、第2の実施形態に係り、ドブラ信号発生部に含まれるフィルタのフィルタ特性を変更する処理の流れを示すフローチャートである。

【図12】図12は、第2の実施形態に係り、血流ドブラ波形に、フリーズ操作前の組織ドブラ信号の強度値に応じて変更された色相と、フリーズ操作後の組織ドブラ波形とを、それぞれの速度表示スケールで時刻を一致させて重畳した重畳図の一例を示す図である。

【図13】図13は、第2の実施形態に係り、血流ドブラ波形に、フリーズ操作後の組織ドブラ信号の強度値に応じて変更された色相と、フリーズ操作後の組織ドブラ波形とを、それぞれの速度表示スケールで時刻を一致させて重畳した重畳図の一例を示す図である。

【図14】図14は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

20

【図15】図15は、第3の実施形態に係り、Bモード画像上の関心領域内に表示された複数のレンジゲートの一例を示す図である。

【図16】図16は、第3の実施形態に係り、Bモード画像上の関心領域内に表示された複数のレンジゲートの一例を示す図である。

【図17】図17は、図14の超音波診断装置におけるドブラ信号発生部の構成を示す構成図である。

【図18】図18は、第3の実施形態に係り、関心領域内の画素値に基づいて、関心領域内に複数のレンジゲートの位置を決定する処理の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0008】

30

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

【0009】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ10、装置本体12、装置本体12に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体11に取り込むための入力14、表示部16を有する。加えて本超音波診断装置1には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、インターフェース部38を介して接続されてもよい。

40

【0010】

超音波プローブ10は、圧電セラミックス等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ10の先端に装備される。なお、一つの圧電振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。

【0011】

装置本体12は、超音波送信部20、超音波受信部22、Bモード信号発生部24、ドブラ信号発生部26、画像発生部28、速度表示スケール決定部30、関心領域設定部32、記憶部34、制御部36、インターフェース部38を有する。

【0012】

50

超音波送信部 20 は、図示していないパルス発生器、送信遅延回路、パルサを有する。パルス発生器は、所定のレート周波数で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。パルス発生器は、例えば 5 kHz などの所定のレート周波数でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。送信遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。なお、送信遅延回路には、図示していないトリガ信号発生器からのトリガが、タイミング信号として供給される。パルサは、送信遅延回路からレートパルスを受けたタイミングで、超音波プローブ 10 の振動子ごとに電圧パルスを印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。

【0013】

なお、超音波送信部 20 は、後述する制御部 36 の制御のもとで、操作者が所望する血流の速度に対応した所定の送信条件で、超音波を送信してもよい。所定の送信条件とは、例えば、血流の最大検出速度、ドプラアングル、最大検出深度に対応した超音波の送信周波数、パルス繰り返し周波数 (Pulse repetition Frequency : 以下、PRF と呼ぶ) などである。また、超音波送信部 20 は、後述する制御部 36 の制御のもとで、操作者が所望する組織の運動速度に対応した所定の送信条件で、超音波を送信してもよい。所定の送信条件とは、例えば、組織の運動速度の最大検出速度、ドプラアングル、最大検出深度に対応した超音波の送信周波数、パルス繰り返し周波数 (Pulse repetition Frequency : 以下、PRF と呼ぶ) などである。例えば、組織の運動速度に対応する超音波の送信周波数は、血流の速度に対応する超音波の送信周波数より大きい。

【0014】

超音波受信部 22 は、図示していないプリアンプ、受信遅延回路、加算器を有する。プリアンプは、超音波プローブ 10 を介して取り込まれた被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、後述する制御部 36 からの受信遅延パターンに従って複数のエコー信号を加算する。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この指向性により、いわゆる超音波走査線が決まる。超音波受信部 22 は、超音波送信部 20 から送信された超音波に対応する受信信号を発生する。なお、超音波受信部 22 は、1 回の超音波送信で複数の走査線上に生じたエコー信号を同時に受信する並列受信機能を有していてもよい。

【0015】

なお、超音波受信部 22 は、後述する制御部 36 の制御のもとで、操作者が所望する血流の速度に対応した所定の受信条件で、超音波を受信することが可能である。所定の受信条件とは、血流の最大検出速度、ドプラアングル、最大検出深度に対応した超音波の送信周波数、パルス繰り返し周波数 (Pulse repetition Frequency : 以下、PRF と呼ぶ) などに対応した受信条件であって、例えば、受信中心周波数である。また、超音波受信部 22 は、後述する制御部 36 の制御のもとで、操作者が所望する組織の運動速度に対応した所定の受信条件で、超音波を受信することが可能である。所定の受信条件とは、例えば、組織の運動速度の最大検出速度、ドプラアングル、最大検出深度に対応した超音波の送信周波数、パルス繰り返し周波数 (Pulse repetition Frequency : 以下、PRF と呼ぶ) などに対応した受信条件であって、例えば、受信中心周波数である。例えば、組織の運動速度に対応する受信中心周波数は、血流の速度に対応する超音波の受信中心周波数より大きい。

【0016】

B モード信号発生部 24 は、図示していない包絡線検波器、対数変換器、アナログデジタル変換器を有する。包絡線検波器は、B モード信号発生部 24 への入力信号、即ち、超音波受信部 22 から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。対数変換器は、検波信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。アナログデジタル変換

10

20

30

40

50

器は、この対数変換器の出力信号をデジタル信号に変換し、Bモード信号を発生する。Bモード信号発生部24は、発生したBモード信号を画像発生部28へ出力する。

【0017】

図2を参照して、ドプラ信号発生部26について説明する。図2は、本超音波診断装置1におけるドプラ信号発生部26の構成を示す構成図である。ドプラ信号発生部26は、ミキサ(mixer)40、第1の低域通過フィルタ(以下第1LPFと呼ぶ)42、サンプルホールド(Sample Hold:以下、SHと呼ぶ)回路44、ウォールフィルタ46、第1のアナログデジタル変換器(以下、第1A/Dと呼ぶ)48、第1周波数分析器(Fast Fourier Transform:以下、第1FFTと呼ぶ)50、第2の低域通過フィルタ(以下第2LPFと呼ぶ)52、第2のアナログデジタル変換器(以下、第2A/Dと呼ぶ)54、第2周波数分析器(Fast Fourier Transform:以下、第2FFTと呼ぶ)56を有する。

10

【0018】

ミキサ40は、超音波受信部22から出力された信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドプラ偏移周波数 f_d の信号(以下、ドプラ信号と呼ぶ)と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。第1LPF42は、ミキサからの2種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。

【0019】

SH回路44は、図示していないレンジゲート回路からのサンプリングパルスに従って、ドプラ信号の一部分を、サンプリングしホールドする。レンジゲート回路は、レートパルスから所定の遅延時間遅延させたタイミングで、所定のパルス幅のサンプリングパルスが発生する。所定の遅延時間は、超音波が操作者により所望の深さに設定されたレンジゲート(サンプリングポイント、サンプリングボリュームともいう)と圧電振動子との間の距離を往復伝搬する時間である。レンジゲートは、後述する入力部14を介した操作者の指示により、後述する関心領域設定部32によって設定される。レンジゲートは、後述する表示部16に表示されたBモード画像上に設定された関心領域(Region Of Interest:以下、ROIと呼ぶ)内に設けられる。

20

【0020】

なお、サンプリングパルスの時間間隔(以下、サンプリング間隔と呼ぶ)は、血流の速度および組織の運動速度に応じて設定されてもよい。また、サンプリング間隔は、後述する速度表示スケール決定部30で決定された速度表示スケールに基づいて、決定されてもよい。例えば、組織の運動速度に対応するサンプリング間隔は、組織の運動速度は血流の速度に比べて遅いため、血流の速度に対応するサンプリング間隔より狭く設定される。

30

【0021】

ウォールフィルタ46は、血流に起因した第1ドプラ信号(以下、血流ドプラ信号と呼ぶ)を抽出するために、SH回路44の出力から、血管壁および心臓の弁等の運動に起因する速度に対応する第2ドプラ信号(以下、組織ドプラ信号と呼ぶ)を除去する。ウォールフィルタ46は、血流ドプラ信号を第1A/D48へ出力する。第1A/D48は、血流ドプラ信号をデジタル信号に変換する。

40

【0022】

第1FFT50は、デジタル信号に変換された血流ドプラ信号に対して、高速フーリエ変換により周波数分析を実行する。第1FFT50は、周波数分析の結果に基づいて、血流ドプラ信号の周波数スペクトラムを発生する。第1FFT50は、血流ドプラ信号の周波数スペクトラム(以下、血流ドプラスペクトラムと呼ぶ)を、後述する画像発生部28と速度表示スケール決定部30とに出力する。血流ドプラスペクトラムは、時間に対する血流ドプラ信号の周波数とこの周波数の強度とを示している。血流ドプラ信号の周波数は、血流速度に対応する。

【0023】

なお、第1FFT50の高速フーリエ変換におけるサンプル数(以下、第1サンプル数

50

と呼ぶ)は、血流の速度に応じて設定されてもよい。また、第1サンプル数は、後述する速度表示スケール決定部30で決定された速度表示スケールに基づいて、決定されてもよい。

【0024】

第2LPF52は、組織ドブラ信号を抽出するために、SH回路44の出力から、血流ドブラ信号を除去する。第2LPF52は、組織ドブラ信号を第2A/D54へ出力する。第2A/D54は、組織ドブラ信号をデジタル信号に変換する。第2FFT56は、デジタル信号に変換された組織ドブラ信号に対して、高速フーリエ変換により周波数分析を実行する。

【0025】

第2FFT56は、周波数分析の結果に基づいて、組織ドブラ信号の周波数スペクトラムを発生する。第2FFT56は、組織ドブラ信号の周波数スペクトラム(以下、組織ドブラスペクトラムと呼ぶ)を、後述する画像発生部28と速度表示スケール決定部30とに出力する。組織ドブラスペクトラムは、時間に対する組織ドブラ信号の周波数とこの周波数の強度とを示している。組織ドブラ信号の周波数は、組織の運動速度に対応する。以下、説明を簡単にするために、組織の運動速度は血管壁の運動速度であるものとする。

【0026】

なお、第2FFT56の高速フーリエ変換におけるサンプル数(以下、第2サンプル数と呼ぶ)は、組織の運動速度に応じて設定されてもよい。また、第2サンプル数は、後述する速度表示スケール決定部30で決定された速度表示スケールに基づいて、決定されてもよい。例えば、組織の運動速度は血流の速度に比べて遅いため、第2サンプル数は、第1サンプル数に比べて多く設定される。

【0027】

なお、受信信号からドブラ信号の発生において、上記のようなFFTによる周波数分析の代わりに、自己相関関数などを使用してドブラスペクトラムの中心(すなわち中心速度)、パワー、分散値などを発生させることも可能である。

【0028】

画像発生部28は、Bモード信号を、位置情報に従って専用のメモリに配置(配置処理)する。続いて、画像発生部28は、超音波走査線間のBモード信号を補間する(補間処理)。画像発生部28は、配置処理と補間処理とによって、複数のピクセルから構成されるBモード画像を発生する。各ピクセルは、由来するBモード信号の強度(振幅)に応じた画素値を有する。

【0029】

なお、画像発生部28は、図示していないボリュームデータ発生デバイスを有してもよい。この時、ボリュームデータ発生デバイスは、Bモード信号発生部28から出力されたBモード信号を位置情報に従って専用のメモリに配置(配置処理)する。続いて、ボリュームデータ発生デバイスは、超音波走査線間のBモード信号を補間する(補間処理)。配置処理と補間処理とによって、複数のボクセルから構成されるボリュームデータが発生される。各ボクセルは、由来するBモード信号の強度に応じたボクセル値を有する。発生されたボリュームデータは、図示していない3次元画像データ発生デバイスでレンダリング処理などを受ける。レンダリング処理されたボリュームデータは、表示部16に出力される。

【0030】

画像発生部28は、ドブラ信号発生部26から出力された血流ドブラスペクトラムに基づいて、血流ドブラ画像を発生する。血流ドブラ画像は、縦軸を血流に起因するドブラ偏移周波数、横軸を時間、血流ドブラ信号の信号強度を輝度または画素値の大きさとして表された波形(以下、血流ドブラ波形と呼ぶ)を示す画像である。

【0031】

画像発生部28は、ドブラ信号発生部26から出力された組織ドブラスペクトラムに基づいて、組織ドブラ画像を発生する。組織ドブラ画像は、縦軸を組織(例えば、血管壁)

10

20

30

40

50

に起因するドブラ偏移周波数、横軸を時間、組織ドブラ信号の信号強度を輝度または画素値の大きさとして表された波形（以下、組織ドブラ波形と呼ぶ）を示す画像である。

【 0 0 3 2 】

画像発生部 2 8 は、図示していないフレームメモリ等を有する。画像発生部 2 8 は、Bモード画像、血流ドブラ波形、組織ドブラ波形に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像発生部 2 8 は、合成した画像を表示部 1 6 に出力する。画像発生部 2 8 は、血流ドブラ波形に、組織ドブラ波形を、時間軸の時刻を一致させて重ね合わせた画像（以下、重畳画像と呼ぶ）を発生する。なお、画像発生部 2 8 は、重畳画像とBモード画像とを合成した合成画像を発生してもよい。以下、Bモード画像、血流ドブラ波形、組織ドブラ波形を超音波画像と呼ぶ。

10

【 0 0 3 3 】

速度表示スケール決定部 3 0 は、ドブラ信号発生部 2 6 で発生された血流ドブラ信号に関する速度分布範囲（以下、第 1 速度分布範囲と呼ぶ）に基づいて、第 1 速度分布範囲を包含するように第 1 の速度表示スケールを決定する。第 1 速度分布範囲とは、例えば、血管の種類などから推定される血流速度の速度表示スケールである。速度表示スケール決定部 3 0 は、ドブラ信号発生部 2 6 で発生された組織ドブラ信号に関する速度分布範囲（以下、第 2 速度分布範囲と呼ぶ）に基づいて、第 2 速度分布範囲を包含するように第 2 の速度表示スケールを決定する。第 2 速度分布範囲とは、例えば、血管の種類などから推定される血管壁の運動速度の速度表示スケールである。なお、第 1、第 2 の速度表示スケール各々は、後述する入力部 1 4 を介して操作者の指示に従って、適宜調整可能である。

20

【 0 0 3 4 】

また、速度表示スケール決定部 3 0 は、記憶部 3 4 に記憶された第 1 の値に基づいて、第 1 の速度表示スケールを決定してもよい。第 1 の値とは、例えば血流速度の想定される最大値である。なお、第 1 の値は、後述する入力部 1 4 を介した操作者の指示により、適宜変更可能である。速度表示スケール決定部 3 0 は、記憶部 3 4 に記憶された第 2 の値に基づいて、第 2 の速度表示スケールを決定してもよい。第 2 の値とは、例えば組織の運動速度の想定される最大値である。なお、第 2 の値は、後述する入力部 1 4 を介した操作者の指示により、適宜変更可能である。第 1、第 2 の値は、速度表示スケール決定部 3 0 の図示していないメモリに記憶されてもよい。

【 0 0 3 5 】

また、血管壁の膨張、収縮に伴う運動速度は血流の速度に比べて一般的に小さいため、速度表示スケール決定部 3 0 は、第 1 の速度表示スケールに比べて拡大した速度表示スケールを、第 2 の速度表示スケールとして決定してもよい。例えば、速度表示スケール決定部 3 0 は、第 1 の速度表示スケールに所定の割合を乗じたスケールを、第 2 の速度表示スケールとして決定する。ここで所定の割合とは、想定される血流速度の最大値に対する組織の運動速度の最大値である。以下、所定の割合を速度比と呼ぶ。例えば、速度比が 8 分の 1 であって、第 1 の速度表示スケールが $-20 \text{ cm / sec} \sim 40 \text{ cm / sec}$ である場合、第 2 の速度表示スケールは、 $-2.5 \text{ cm / sec} \sim 5 \text{ cm / sec}$ となる。速度比は、後述する記憶部 3 4 に記憶される。なお、速度比は、速度表示スケール決定部 3 0 における図示していないメモリに記憶されてもよい。なお、速度比は、後述する入力部 1 4 を介して、操作者により適宜変更可能である。

30

40

【 0 0 3 6 】

なお、速度表示スケール決定部 3 0 は、第 2 の速度表示スケールに比べて縮小した速度表示スケールを、第 1 の速度表示スケールとして決定してもよい。例えば、速度表示スケール決定部 3 0 は、第 2 の速度表示スケールに上記速度比の逆数を乗じたスケールを、第 1 の速度表示スケールとして決定する。例えば、速度比の逆数が 8 であって、第 2 の速度表示スケールが $-2.5 \text{ cm / sec} \sim 5 \text{ cm / sec}$ である場合、第 2 の速度表示スケールは、第 1 の速度表示スケールが、 $-20 \text{ cm / sec} \sim 40 \text{ cm / sec}$ となる。

【 0 0 3 7 】

なお、速度表示スケール決定部 3 0 は、ドブラ信号発生部 2 6 から出力された所定期間

50

の血流ドプラスペクトラムにおける血流速度の最大値に基づいて、第1の速度表示スケールを決定してもよい。また、速度表示スケール決定部30は、ドプラ信号発生部26から出力された組織ドプラスペクトラムにおける所定期間の組織の運動の最大値に基づいて、第2の速度表示スケールを決定してもよい。所定期間とは、例えば1または複数の心拍周期である。なお、所定期間は、後述する入力部14を介して適宜変更可能である。

【0038】

関心領域設定部32は、表示部16で表示されたBモード画像上に、入力部14を介して入力された操作者の指示に従って、ROIを設定する。関心領域設定部32は、入力部14を介して入力された操作者の指示に従って、ROIの中にレンジゲートを設定する。関心領域設定部32は、設定されたレンジゲートに対応する遅延時間を、SH回路44のレンジゲート回路に出力する。

10

【0039】

記憶部34は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、本超音波診断装置1の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、Bモード信号発生部24で発生されたBモード信号、ドプラ信号発生部26で発生された血流ドプラスペクトラムおよび組織ドプラスペクトラム、画像発生部28で発生されたBモード画像、血流ドプラ波形、組織ドプラ波形などの超音波画像、第1、第2の値、速度比等を記憶する。なお、記憶部34は、第1、第2の速度表示スケールと超音波送受信条件との対応表などを記憶してもよい。

【0040】

制御部36は、操作者により入力部14から入力されたモード選択、ROIの設定、第1、第2の速度表示スケール、受信遅延パターンリストの選択、送信開始・終了に基づいて、記憶部34に記憶された送受信条件と装置制御プログラムを読み出し、これらに従って、本超音波診断装置1を制御する。

20

【0041】

インターフェース部38は、入力部14、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。本超音波診断装置1によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース部38とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。

【0042】

入力部14は、インターフェース部38に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を本超音波診断装置1に取り込む。入力部14は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を制御部36に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、入力部14は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を制御部36に出力する。また、操作者が入力部14の終了ボタンまたはフリーズ(FREEZE)ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、本超音波診断装置1は一時停止状態となる。入力部14は、インターフェース部38を介して他の医用画像診断装置から転送された被検体のボリュームデータに関して、断面位置および表示形式、レンダリング処理におけるレイの方向などを入力する。なお、入力部14は、第1、第2の速度表示スケール、第1、第2の値、速度比、所定の期間、レンジゲートなどを本超音波診断装置1に入力してもよい。

30

40

【0043】

表示部16は、画像発生部28から出力されたBモード画像を表示する。表示部16は、画像発生部28により発生された血流ドプラ波形を、第1の速度表示スケールで表示する。表示部16は、画像発生部28により発生された組織ドプラ波形を、第2の速度表示スケールで表示する。表示部16は、画像発生部28により発生された重畳画像を表示する。重畳画像は、血流ドプラ波形については第1の速度表示スケールで、組織ドプラ波形については第2の速度表示スケールで表示される。表示部16は、画像発生部28により

50

発生された合成画像を表示する。表示部 16 は、インターフェース部 38 を介して、入力された他の医用画像診断装置におけるレンダリング画像などを表示することも可能である。

【0044】

(速度表示スケール決定機能)

速度表示スケール決定機能とは、血流ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第1の速度表示スケールを決定し、組織ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて第2の速度表示スケールを決定する機能である。以下、速度表示スケール決定機能に従う処理(以下、速度表示スケール決定処理と呼ぶ)を説明する。

【0045】

図3は、速度表示スケール決定処理の手順を示すフローチャートである。

超音波受信部22により、受信信号が発生される(ステップSa1)。発生された受信信号に基づいて、血流ドプラ信号と組織ドプラ信号とが発生される(ステップSa2)。血流ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて、第1の速度表示スケールが決定される(ステップSa3)。組織ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて、第2の速度表示スケールが決定される(ステップSa4)。なお、第2の速度表示スケールは、第1速度表示スケールに速度比を乗ずることにより、決定されてもよい。血流ドプラ波形が、血流ドプラ信号に基づいて発生される(ステップSa5)。組織ドプラ波形が、組織ドプラ信号に基づいて発生される(ステップSa6)。血流ドプラ波形に組織ドプラ波形を時間軸の時刻を一致させて、重畳画像が発生される(ステップSa7)。発生された重畳画像が、血流ドプラ波形については第1の速度表示スケールで、組織ドプラ波形については第2の速度表示スケールで、表示部16に表示される(ステップSa8)。

【0046】

図4は、表示部16に表示されたBモード画像上に設定されたROIの一例を示す図である。ROI内には、レンジゲートが設定される。図4におけるレンジゲートは、血管壁に設定されている。本実施形態の適用に当たっては、レンジゲートは、入力部14を介した操作者の指示により、血管の内腔(以下、血管内腔と呼ぶ)と血管壁とを含むように調整される。

【0047】

図5は、血流ドプラ波形に組織ドプラ波形(点線)を、時間軸の時刻を一致させて重畳させた重畳画像の一例を示す図である。図5において、縦軸は、血流速度および組織の運動速度、横軸は時間を表している。図5の血流ドプラ波形は、第1の速度表示スケールで表示されている。図5の重畳画像の右側の縦軸は、血流ドプラ波形に関する速度を表す軸である。図6の重畳画像の左側の縦軸は、組織ドプラ波形に関する速度を表す軸である。第1の速度表示スケールの上限は、40cm/sである。図5の組織のドプラ波形は、第2の速度表示スケールで表示されている。第2の速度表示スケールの上限は5cm/sである。

【0048】

図6は、表示部16に表示された合成画像の一例を示す図である。図6のBモード画像上には、入力部14を介して操作者の指示により設定されたROIが表示されている。ROI内には、入力部14を介して操作者の指示により設定されたレンジゲートが表示されている。なお、レンジゲート内には、血管内腔と血管壁とが含まれている。図6の重畳画像の右側の縦軸は、血流ドプラ波形に関する速度を表す軸である。図6の重畳画像の左側の縦軸は、組織ドプラ波形に関する速度を表す軸である。

【0049】

(第1の変形例)

第1の実施形態との相違は、組織ドプラスペクトラムに基づいて、組織ドプラ画像における組織ドプラ波形の背景の色相を、所定の色相に変更することにある。具体的には、組織ドプラ波形の背景の色相は、組織ドプラスペクトラムの周波数に基づいて、所定の色相に変更される。なお、組織ドプラ波形の背景の色相は、組織ドプラスペクトラムにおける

10

20

30

40

50

周波数の強度に基づいて、所定の色相に変更されてもよい。

【0050】

なお、組織ドブラスペクトラムに基づいて、組織ドブラ画像における組織ドブラ波形の背景の輝度を、所定の輝度に変更してもよい。具体的には、組織ドブラ波形の背景の輝度は、組織ドブラスペクトラムの周波数に基づいて、所定の輝度に変更される。なお、組織ドブラ波形の背景の輝度は、組織ドブラスペクトラムにおける周波数の強度に基づいて、所定の輝度に変更されてもよい。

【0051】

以下、説明を簡単にするために、組織ドブラ波形の背景の色相が変更されるものとする。

10

【0052】

記憶部34は、色相の変更が実行されるか否かに関する閾値を記憶する。記憶される閾値は、例えば、組織ドブラスペクトラムに関する所定の周波数（以下、閾値周波数と呼ぶ）、組織ドブラスペクトラムにおける所定の周波数の強度（以下、閾値強度と呼ぶ）である。なお、記憶部34は、組織ドブラ波形の背景の色相を複数の所定の色相に変更するための複数の閾値を記憶してもよい。記憶部34は、変更される色相を記憶する。なお、記憶部34に記憶される色相は、複数の色相であってもよい。また、記憶部34は、変更される輝度を記憶してもよい。以下、説明を簡単にするために、記憶部34に記憶される閾値は、一つであるものとする。

【0053】

画像発生部28は、組織ドブラスペクトラムの周波数が閾値周波数を超過している期間を、図示していないメモリに記憶する。画像発生部28は、記憶された期間に対応する組織ドブラ波形の背景の色相を、所定の色相に変更する。画像発生部28は、背景の色相が変更された組織ドブラ波形を示す組織ドブラ画像を発生する。画像発生部28は、発生した組織ドブラ画像を、表示部16に出力する。なお、記憶部34に記憶された閾値が閾値強度である場合、画像発生部28は、組織ドブラスペクトラムにおける周波数の強度が閾値強度を超過している期間を、図示していないメモリに記憶してもよい。

20

【0054】

図7における画像aは、色相が変更される前の重畳画像を示す図である。図7における画像bは、色相が変更された後の重畳画像を示す図である。図7における領域cおよび領域dは、組織ドブラスペクトラムの周波数が閾値周波数を超過している期間に対応する。

30

【0055】

図8は、色相が変更される前の重畳画像を示す図である。図8における画像aは、色相が変更される前の重畳画像を示す図である。図8における画像bは、色相が変更された後の重畳画像を示す図である。図8における領域e、領域f、および領域gは、組織ドブラスペクトラムにおける周波数の強度が閾値強度を超過している期間に対応する。

【0056】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、血流の速度と組織（例えば血管壁）の運動速度とにそれぞれ対応する第1、第2の速度表示スケールで、血流ドブラ波形と組織ドブラ波形とを重畳表示することができる。また、組織ドブラ波形における周波数または周波数の強度に応じて、組織ドブラ画像の背景の色相または輝度を変更することができる。これらのことから、操作者による表示画像の観察が容易となる。また、本超音波診断装置1によれば、一つの方位方向におけるROI内の受信信号を用いて、血流ドブラ信号と組織ドブラ信号とをそれぞれ発生することができる。これにより、複数のレンジゲートを設定することなしに、例えば血流の速度とこの血流に伴う血管壁の運動とを同時に観測できる。加えて、血流の速度と組織の運動速度とにそれぞれ対応する送受信条件、サンプリング間隔、FFT点数を設定することができる。これらの設定により、血流ドブラ画像と組織ドブラ画像とにおける画質および精度が向上する。以上のことから、本超音波診断装置1を用いることにより、例えば、動脈硬化判定指標を提示することが可能となる。

40

50

【 0 0 5 7 】

(第 2 の実施形態)

以下、図面を参照して、第 2 の実施形態を説明する。

図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。第 1 の実施形態との相違は、入力部 1 4 を介した操作者のフリーズ操作に応じて、ドブラ信号発生部 2 6 に含まれるフィルタのフィルタ特性を変更することにある。

【 0 0 5 8 】

装置本体 1 2 は、第 1 の実施形態の構成要素に加えて、フィルタ変更部 3 9 をさらに具備する。まず、図 1 0 を参照して、ドブラ信号発生部 2 6 について説明する。図 1 0 は、本実施形態の超音波診断装置 1 におけるドブラ信号発生部 2 6 の構成を示す構成図である。ドブラ信号発生部 2 6 は、ミキサ (m i x e r) 4 0、低域通過フィルタ (以下 L P F と呼ぶ) 4 1、サンプルホールド (S a m p l e H o l d : 以下、 S H と呼ぶ) 回路 4 4、可変フィルタ 4 5、アナログデジタル変換器 (以下、 A / D と呼ぶ) 4 9、周波数分析器 (F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m : 以下、 F F T と呼ぶ) 5 1 を有する。

10

【 0 0 5 9 】

ミキサ 4 0 は、超音波受信部 2 2 または記憶部 3 4 から出力された信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の信号 (以下、ドブラ信号と呼ぶ) と $(2 f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。 L P F 4 1 は、ミキサからの 2 種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2 f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。

20

【 0 0 6 0 】

S H 回路 4 4 は、図示していないレンジゲート回路からのサンプリングパルスに従って、ドブラ信号の一部分を、サンプリングしホールドする。レンジゲート回路は、レートパルスから所定の遅延時間遅延させたタイミングで、所定のパルス幅のサンプリングパルスが発生する。所定の遅延時間は、超音波が操作者により所望の深さに設定されたレンジゲート (サンプリングポイント、サンプリングボリュームともいう) と圧電振動子との間の距離を往復伝搬する時間である。レンジゲートは、入力部 1 4 を介した操作者の指示により、関心領域設定部 3 2 によって設定される。レンジゲートは、表示部 1 6 に表示された B モード画像上に設定された関心領域 (R e g i o n O f I n t e r e s t : 以下、 R O I と呼ぶ) 内に設けられる。

30

【 0 0 6 1 】

S H 回路 4 4 は、サンプリングしホールドした信号 (以下、 S H 信号と呼ぶ) を、後述する可変フィルタ 4 5 へ出力する。また、サンプリング間隔は、後述する速度表示スケール決定部 3 0 で決定された速度表示スケールに基づいて、決定されてもよい。この時、サンプリング間隔の変更は、入力部 1 4 を介した操作者のフリーズ指示を契機として、サンプリング間隔を、血流ドブラ信号を得るためのサンプリング間隔から、組織ドブラ信号を得るためのサンプリング間隔へ変更される。なお、サンプリング間隔は、血流の速度および組織の運動速度に応じて設定されてもよい。

【 0 0 6 2 】

可変フィルタ 4 5 は、 S H 信号から血流ドブラ信号を抽出するためのフィルタ特性 (例えば、ウォールフィルタ O N、ハイパスフィルタなど : 以下、血流ドブラ抽出フィルタと呼ぶ) と、 S H 信号から組織ドブラ信号を抽出するためのフィルタ特性 (例えば、ウォールフィルタ O F F、ローパスフィルタなど : 以下、組織ドブラ抽出フィルタと呼ぶ) とを有する。可変フィルタは、フィルタ特性を、後述するフィルタ変更部 3 9 からの出力に従って、血流ドブラ抽出フィルタから組織ドブラ抽出フィルタへ変更する。血流ドブラ抽出フィルタによりフィルタリングされた信号 (以下、血流ドブラ信号) は、 A / D 4 9 へ出力される。組織ドブラ抽出フィルタによりフィルタリングされた信号 (以下、組織ドブラ信号) は、 A / D 4 9 へ出力される。 A / D 4 9 は、入力された信号をデジタル信号に変換する。

40

50

【 0 0 6 3 】

F F T 5 1 は、デジタル信号に変換された信号に対して、高速フーリエ変換により周波数分析を実行する。F F T 5 1 は、周波数分析の結果に基づいて、周波数スペクトラムを発生する。F F T 5 1 は、発生した周波数スペクトラムを、後述する画像発生部 2 8 と速度表示スケール決定部 3 0 とに出力する。具体的には、F F T 5 1 は、デジタル信号に変換された血流ドプラ信号に対して、周波数分析を実行することにより、血流ドプラスペクトラムを発生する。F F T 5 1 は、デジタル信号に変換された組織ドプラ信号に対して、周波数分析を実行することにより、組織ドプラスペクトラムを発生する。F F T 5 1 は、デジタル信号に変換された組織ドプラ信号に対して、周波数分析を実行することにより、組織ドプラスペクトラムを発生する。

10

【 0 0 6 4 】

なお、F F T 5 1 の高速フーリエ変換における点数（以下、F F T 点数と呼ぶ）は、血流の速度および組織の運動速度に応じて設定されてもよい。また、F F T 点数は、後述する速度表示スケール決定部 3 0 で決定された速度表示スケールに基づいて、決定されてもよい。

【 0 0 6 5 】

フィルタ変更部 3 9 は、入力部 1 4 を介した操作者のフリーズ指示を契機として、ドプラ信号発生部 2 6 の後述する可変フィルタ 4 5 のフィルタ特性を変更する。具体的には、フィルタ変更部 3 9 は、可変フィルタ 4 5 におけるフィルタ特性を、血流ドプラ抽出フィルタから組織ドプラ抽出フィルタへ変更する。

20

【 0 0 6 6 】

記憶部 3 4 は、超音波受信部 2 2 で発生された受信信号を記憶する。記憶部 3 4 は、入力部 1 4 を介した操作者のフリーズ指示を契機として、記憶部 3 4 に記憶した受信信号を、ドプラ信号発生部 2 6 へ出力する。

【 0 0 6 7 】

画像発生部 2 8 は、入力部 1 4 を介した操作者のフリーズ指示を契機として、フリーズ指示が入力された時刻（以下、フリーズ入力時刻と呼ぶ）を血流ドプラ波形の横軸（時間軸）の中心に位置させた血流ドプラ画像（以下、血流ドプラ中心画像と呼ぶ）を発生する。画像発生部 2 8 は、ドプラ信号発生部 2 6 から出力された組織ドプラスペクトラムに基づいて、フリーズ入力時刻以降の組織ドプラ画像を発生する。画像発生部 2 8 は、血流ドプラ中心画像に組織ドプラ画像を重畳させた重畳画像を発生する。画像発生部 2 8 は、重畳画像と B モード画像とを合成した合成画像を発生する。

30

【 0 0 6 8 】

入力部 1 4 は、操作者によりフリーズ（F R E E Z E）ボタンが操作されると、超音波の送受信は終了し、本超音波診断装置 1 は一時停止状態となる。入力部 1 4 は、フリーズボタンの操作に関する信号を、フィルタ変更部 3 9、記憶部 3 4、画像発生部 2 8 に出力する。

【 0 0 6 9 】

（フィルタ特性変更機能）

フィルタ特性変更機能とは、入力部 1 4 を介した操作者のフリーズ操作に応じて、ドプラ信号発生部 2 6 に含まれるフィルタのフィルタ特性を変更する機能である。以下、フィルタ特性変更機能に従う処理（以下、フィルタ特性変更処理と呼ぶ）を説明する。

40

【 0 0 7 0 】

図 1 1 は、フィルタ特性変更処理の手順を示すフローチャートである。

超音波受信部 2 2 により受信信号が発生される（ステップ S b 1）。発生された受信信号が、記憶部 3 4 に記憶される（ステップ S b 2）。受信信号に基づいて、血流ドプラ波形が発生される（ステップ S b 3）。この時、可変フィルタ 4 5 で適用されるフィルタ特性は、血流ドプラ抽出フィルタである。血流ドプラ波形が、第 1 の速度表示スケールで表示部 1 6 に表示される（ステップ S b 4）。入力部 1 4 を介してフリーズ指示が入力される（ステップ S b 5）と、血流ドプラ中心画像が発生される。発生された血流ドプラ中心

50

画像が、表示部 16 に表示される (ステップ S b 6)。

【 0 0 7 1 】

フリーズ指示の入力を契機として、フィルタ変更部 39 により、可変フィルタ 45 のフィルタ特性が、血流ドプラ抽出フィルタから組織ドプラ抽出フィルタへ変更される (ステップ S b 7)。ドプラ信号発生部 26 により、記憶部 34 に記憶された受信信号に基づいて、組織ドプラ波形が発生される (ステップ S b 8)。ステップ S b 8 の処理で発生された組織ドプラ波形は、フリーズ指示入力後の組織ドプラ波形である。なお、ステップ S b 8 の処理で、フリーズ操作前後の組織ドプラ波形を発生してもよい。発生された組織ドプラ波形を第 2 の速度表示スケールで血流ドプラ波形に重ね合わせた重畳画像が発生される。発生された重畳画像が表示部 16 で表示される (ステップ S b 9)。

10

【 0 0 7 2 】

図 12 は、血流ドプラ波形に、SH 回路 44 から可変フィルタ 45 を経由せずに発生されたフリーズ操作前の周波数スペクトラムの強度値に応じて変更された色相と、フリーズ操作後の組織ドプラ波形とを、重畳させた重畳図の一例を示す図である。図 12 における血流ドプラ波形は、第 1 の速度表示スケールで表示される。図 12 における組織ドプラ波形は、第 2 の速度表示スケールで表示される。血流ドプラ波形に組織ドプラ波形を重畳させるとき、血流ドプラ波形の時間軸は、組織ドプラ波形の時間軸に各々の時刻を一致させて重畳される。なお、フリーズ操作前の周波数スペクトラムの強度値は、フリーズ操作前の組織ドプラスペクトラムの強度値であってもよい。

【 0 0 7 3 】

20

図 12 の B モード画像上には、入力部 14 を介して操作者の指示により設定された ROI が表示されている。ROI 内には、入力部 14 を介して操作者の指示により設定されたレンジゲートが表示されている。なお、レンジゲート内には、血管内腔と血管壁とが含まれている。図 12 の重畳画像の右側の縦軸は、血流ドプラ波形に関する速度を表す軸である。図 12 の重畳画像の左側の縦軸は、組織ドプラ波形に関する速度を表す軸である。重畳画像における横軸の中心には、フリーズ操作時刻を表す縦線が表示される。

【 0 0 7 4 】

図 12 の重畳画像における領域 a、b、c は、組織ドプラスペクトラムにおける周波数の強度が閾値強度を超えている期間に対応する。重畳画像の背景における色相の変更は、第 1 の変形例と同様に実行される。

30

【 0 0 7 5 】

図 13 は、血流ドプラ波形に、フリーズ操作後の組織ドプラ信号の強度値に応じて変更された色相と、フリーズ操作後の組織ドプラ波形とを重畳させた重畳図の一例を示す図である。図 13 における血流ドプラ波形は、第 1 の速度表示スケールで表示される。図 13 における組織ドプラ波形は、第 2 の速度表示スケールで表示される。血流ドプラ波形に組織ドプラ波形を重畳させるとき、血流ドプラ波形の時間軸は、組織ドプラ波形の時間軸に各々の時刻を一致させて重畳される。図 13 の B モード画像上には、入力部 14 を介して操作者の指示により設定された ROI が表示されている。ROI 内には、入力部 14 を介して操作者の指示により設定されたレンジゲートが表示されている。なお、レンジゲート内には、血管内腔と血管壁とが含まれている。図 13 の重畳画像の右側の縦軸は、血流ドプラ波形に関する速度を表す軸である。図 13 の重畳画像の左側の縦軸は、組織ドプラ波形に関する速度を表す軸である。重畳画像における横軸の中心には、フリーズ操作時刻を表す縦線が表示される。

40

【 0 0 7 6 】

図 13 の重畳画像における領域 d、e は、血流ドプラスペクトラムの周波数が閾値周波数を超えている期間に対応する。重畳画像の背景における色相の変更は、組織ドプラスペクトラムに基づいて、第 1 の変形例と同様に実行される。

【 0 0 7 7 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置 1 によれば、ドプラ信号発生部 26 におけるフィルタ特性を変更する

50

ことにより、一つの方位方向上のROI内における受信信号に基づいて、血流ドブラ波形と組織ドブラ波形とを発生することができる。加えて、第1、第2の速度表示スケールで、血流ドブラ波形と組織ドブラ波形とを重畳表示することができる。これらのことから、操作者による表示画像の観察が容易となる。また、本超音波診断装置1は、受信信号を記憶部34に記憶させ、操作者のフリーズ操作を契機として、組織ドブラ波形を発生することができる。また、組織ドブラ波形における周波数または周波数の強度に応じて、組織ドブラ画像の背景の色相または輝度を変更することができる。加えて、ドブラ信号発生部26の構成が単純となり、超音波診断装置1のコストを低減させることができる。

【0078】

(第3の実施形態)

以下、図面を参照して、第3の実施形態を説明する。

図14は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。第1、第2の実施形態との相違は、ROI内の画素値に基づいて、ROI内に複数のレンジゲートを設定し、設定されたレンジゲートごとにドブラ画像を発生することである。装置本体12は、第1の実施形態の構成要素に加えて、レンジゲート決定部37をさらに具備する。

【0079】

関心領域設定部32は、表示部16で表示されたBモード画像上に、入力部14を介して入力された操作者の指示に従って、ROIを設定する。

【0080】

レンジゲート決定部37は、ROI内の画素値に基づいて、ROI内に複数のレンジゲートの位置を決定する。レンジゲート(Range gate)の位置は、一つの方位方向上に設定される。以下説明を簡単にするため、ROI内に決定されるレンジゲートは2種類であるものとする。一方は血流ドブラ用のレンジゲート(以下、血流RGと呼ぶ)であって、他方は組織ドブラ用のレンジゲート(以下、組織RGと呼ぶ)であるとする。レンジゲート決定部37は、入力部14を介した操作者の指示により、ROI内に組織RGの位置を決定する。なお、組織RGの代わりに血流RGであってもよい。なお、レンジゲート決定部37は、組織RGを、ROI内の画素値を図示していないメモリに記憶された典型的な組織の画素値と比較することにより決定してもよい。

【0081】

レンジゲート決定部37は、組織RGから方位方向に沿った複数の画素各々について、隣接する2つの画素の画素値を差分した差分値を計算する。なお、差分値の代わりに差分値の絶対値でもよい。レンジゲート決定部37は、記憶部34に記憶された所定の値を読み出す。計算された差分値が所定の値以上であれば、レンジゲート決定部37は、この差分値に関する2つの画素の間を、組織と血管内腔との境界として決定する。所定の値とは、例えば、血管内腔の画素値と血管壁の画素値の差である。

【0082】

レンジゲート決定部37は、方位方向に沿って、決定された境界の画素から組織RGの一方の端までの距離(以下、第1距離と呼ぶ)を計算する。レンジゲート決定部37は、方位方向に沿って、決定された境界の画素から組織RGの他方の端までの距離(以下、第2距離と呼ぶ)を計算する。レンジゲート決定部37は、第1距離と第2距離とのうち、長い方の距離の2等分(以下、2等分距離と呼ぶ)を計算する。レンジゲート決定部37は、組織RG内であって、境界から2等分距離離れた位置に、血流RGを設定する。図15は、表示部16に表示されたBモード画像上に設定されたROI内に決定された組織RGと血流RGとの一例を示す図である。

【0083】

なお、レンジゲート決定部37は、入力部14を介した操作者の指示により、ROI内の一方の血管壁に合わせて組織RGの位置を決定してもよい。この時、レンジゲート決定部37は、他方の血管壁と血管内腔との境界を決定する。レンジゲート決定部37は、一方の血管壁と血管内腔との境界と、他方の血管壁と血管内腔との境界との中間の位置に、血流RGを設定する。図16は、表示部16に表示されたBモード画像上に設定されたR

10

20

30

40

50

〇 I 内の血管壁に決定された組織 R G と血流 R G との一例を示す図である。

【 0 0 8 4 】

レンジゲート決定部 3 7 は、血流 R G の位置（深さ）に対応する遅延時間（以下、血流 R G 時間と呼ぶ）を発生する。血流 R G 時間は、血流 R G と圧電振動子との間の距離を超音波が往復伝搬する時間である。レンジゲート決定部 3 7 は、組織 R G の位置（深さ）に対応する遅延時間（以下、組織 R G 時間と呼ぶ）を発生する。組織 R G 時間は、組織 R G と圧電振動子との間の距離を超音波が往復伝搬する時間である。レンジゲート決定部 3 7 は、レートパルスから血流 R G 時間遅延させたタイミングで、所定のパルス幅のサンプリングパルス（以下、血流サンプリングパルスと呼ぶ）を発生する。レンジゲート決定部 3 7 は、レートパルスから組織 R G 時間遅延させたタイミングで、所定のパルス幅のサンプリングパルス（以下、組織サンプリングパルスと呼ぶ）を発生する。レンジゲート決定部 3 7 は、血流サンプリングパルスを後述する第 1 サンプルホールド回路（以下第 1 S H 回路と呼ぶ）4 4 に出力する。レンジゲート決定部 3 7 は、組織サンプリングパルスを後述する第 2 サンプルホールド回路（以下第 2 S H 回路と呼ぶ）5 1 に出力する。

10

【 0 0 8 5 】

図 1 7 を参照して、ドブラ信号発生部 2 6 について説明する。図 1 7 は、本実施形態の超音波診断装置 1 におけるドブラ信号発生部 2 6 の構成を示す構成図である。ドブラ信号発生部 2 6 は、ミキサ (mixer) 4 0、第 1 の低域通過フィルタ（以下第 1 L P F と呼ぶ）4 2、第 1 サンプルホールド (Sample Hold: 以下 S H と呼ぶ) 回路 4 3、ウォールフィルタ 4 6、第 1 のアナログデジタル変換器（以下、第 1 A / D と呼ぶ）4 8、第 1 周波数分析器 (Fast Fourier Transform: 以下、第 1 F F T と呼ぶ) 5 0、第 2 S H 回路 5 1、第 2 の低域通過フィルタ（以下第 2 L P F と呼ぶ）5 2、第 2 のアナログデジタル変換器（以下、第 2 A / D と呼ぶ）5 4、第 2 周波数分析器 (Fast Fourier Transform: 以下、第 2 F F T と呼ぶ) 5 6 を有する。

20

【 0 0 8 6 】

ミキサ 4 0 は、超音波受信部 2 2 から出力された信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の信号（以下、ドブラ信号と呼ぶ）と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。第 1 L P F 4 2 は、ミキサからの 2 種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。

30

【 0 0 8 7 】

第 1 S H 回路 4 3 は、血流サンプリングパルスに従って、ドブラ信号の一部分を、サンプリングしホールドする。

【 0 0 8 8 】

ウォールフィルタ 4 6 は、血流に起因したドブラ信号（以下、血流ドブラ信号とよぶ）を抽出するために、第 1 S H 回路 4 3 の出力から、血管壁および心臓の弁等の運動に起因する速度に対応するドブラ信号（以下、組織ドブラ信号と呼ぶ）を除去する。ウォールフィルタ 4 6 は、血流ドブラ信号を第 1 A / D 4 8 へ出力する。第 1 A / D 4 8 は、血流ドブラ信号をデジタル信号に変換する。

40

【 0 0 8 9 】

第 1 F F T 5 0 は、デジタル信号に変換された血流ドブラ信号に対して、高速フーリエ変換により周波数分析を実行する。第 1 F F T 5 0 は、周波数分析の結果に基づいて、血流ドブラ信号の周波数スペクトラムを発生する。第 1 F F T 5 0 は、血流ドブラ信号の周波数スペクトラム（以下、血流ドブラスペクトラムと呼ぶ）を、後述する画像発生部 2 8 と速度表示スケール決定部 3 0 とに出力する。血流ドブラスペクトラムは、時間に対する血流ドブラ信号の周波数とこの周波数の強度とを示している。血流ドブラ信号の周波数は、血流速度に対応する。

【 0 0 9 0 】

第 2 S H 回路 5 1 は、組織サンプリングパルスに従って、ドブラ信号の一部分を、サン

50

プリングしホールドする。

【 0 0 9 1 】

第 2 L P F 5 2 は、組織ドブラ信号を抽出するために、第 2 S H 回路 5 1 の出力から、血流ドブラ信号を除去する。第 2 L P F 5 2 は、組織ドブラ信号を第 2 A / D 5 4 へ出力する。第 2 A / D 5 4 は、組織ドブラ信号をデジタル信号に変換する。第 2 F F T 5 6 は、デジタル信号に変換された組織ドブラ信号に対して、高速フーリエ変換により周波数分析を実行する。

【 0 0 9 2 】

第 2 F F T 5 6 は、周波数分析の結果に基づいて、組織ドブラ信号の周波数スペクトラムを発生する。第 2 F F T 5 6 は、組織ドブラ信号の周波数スペクトラム（以下、組織ド
10 プラスペクトラムと呼ぶ）を、後述する画像発生部 2 8 と速度表示スケール決定部 3 0 とに出力する。組織ドプラスペクトラムは、時間に対する組織ドブラ信号の周波数とこの周波数の強度とを示している。組織ドブラ信号の周波数は、組織の運動速度に対応する。以下、説明を簡単にするために、組織の運動速度は血管壁の運動速度であるものとする。

【 0 0 9 3 】

画像発生部 2 8 は、B モード信号を、位置情報に従って専用のメモリに配置（配置処理）する。続いて、画像発生部 2 8 は、超音波走査線間の B モード信号を補間する（補間処理）。画像発生部 2 8 は、配置処理と補間処理とによって、複数のピクセルから構成される B モード画像を発生する。各ピクセルは、由来する B モード信号の強度（振幅）に応じた画素値を有する。
20

【 0 0 9 4 】

画像発生部 2 8 は、ドブラ信号発生部 2 6 から出力された血流ドプラスペクトラムに基づいて、血流ドブラ画像を発生する。血流ドブラ画像は、縦軸を血流に起因するドブラ偏移周波数、横軸を時間、血流ドブラ信号の信号強度を輝度または画素値の大きさとして表された波形（以下、血流ドブラ波形と呼ぶ）を示す画像である。

【 0 0 9 5 】

画像発生部 2 8 は、ドブラ信号発生部 2 6 から出力された組織ドプラスペクトラムに基づいて、組織ドブラ画像を発生する。組織ドブラ画像は、縦軸を組織（例えば、血管壁）に起因するドブラ偏移周波数、横軸を時間、組織ドブラ信号の信号強度を輝度または画素値の大きさとして表された波形（以下、組織ドブラ波形と呼ぶ）を示す画像である。
30

【 0 0 9 6 】

画像発生部 2 8 は、図示していないフレームメモリ等を有する。画像発生部 2 8 は、B モード画像、血流ドブラ波形、組織ドブラ波形に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像発生部 2 8 は、合成した画像を表示部 1 6 に出力する。画像発生部 2 8 は、血流ドブラ波形に、組織ドブラ波形を、時相を合わせて重ね合わせた画像（以下、重畳画像と呼ぶ）を発生する。なお、画像発生部 2 8 は、重畳画像と B モード画像とを合成した合成画像を発生してもよい。以下、B モード画像、血流ドブラ波形、組織ドブラ波形を超音波画像と呼ぶ。

【 0 0 9 7 】

記憶部 3 4 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、本超音波診断装置 1
40 の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、B モード信号発生部 2 4 で発生された B モード信号、ドブラ信号発生部 2 6 で発生された血流ドプラスペクトラムおよび組織ドプラスペクトラム、画像発生部 2 8 で発生された B モード画像、血流ドブラ波形、組織ドブラ波形などの超音波画像、レンジゲート決定部 3 7 で用いられる所定の値等を記憶する。

【 0 0 9 8 】

表示部 1 6 は、画像発生部 2 8 にかから出力された B モード画像を表示する。表示部 1 6 は、画像発生部 2 8 により発生された重畳画像を表示する。表示部 1 6 は、画像発生部 2 8 により発生された血流ドブラ波形を表示する。表示部 1 6 は、画像発生部 2 8 により発生された組織ドブラ波形を表示する。表示部 1 6 は、B モード画像上に R O I を表示する
50

。表示部 16 は、ROI 内に血流 RG および組織 RG を表示する。

【0099】

入力部 14 は、操作者の指示に従って、ROI を入力する。入力部 14 は、操作者の指示に従って、ROI 内に組織 RG と血流 RG とのうち少なくとも一方を入力する。

【0100】

(レンジゲート決定機能)

レンジゲート決定機能とは、Bモード画像の画素値に基づいて、Bモード画像上に設定されたROI内に複数のレンジゲートを決定する機能である。以下、レンジゲート決定機能に従う処理(以下、レンジゲート決定処理と呼ぶ)を説明する。

【0101】

図18は、レンジゲート決定処理の手順を示すフローチャートである。

受信信号に基づいて、Bモード画像が発生される(ステップSc1)。発生されたBモード画像上に、ROIが設定される(ステップSc2)。ROI内に組織RGが設定される(ステップSc3)。ROI内の画素値と組織RGとを用いて、血流RGが決定される(ステップSc4)。に基づいて、血管内腔と血管壁とにそれぞれ対応する2種のレンジゲートが決定される。受信信号と血流RGとを用いて血流ドプラ波形が発生される(ステップSc5)。受信信号と組織RGとを用いて組織ドプラ波形が発生される(ステップSc6)。血流ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて、第1の速度表示スケールが決定される(ステップSc7)。組織ドプラ信号に関する速度分布範囲に基づいて、第2の速度表示スケールが決定される(ステップSc8)。血流ドプラ波形が、血流ドプラ信号に基づいて、第1の速度表示スケールで発生される(ステップSc9)。組織ドプラ波形が、組織ドプラ信号に基づいて、第2の速度表示スケールで発生される(ステップSc10)。血流ドプラ波形と組織ドプラ波形とに基づいて発生された重畳画像が、時間軸の時刻を一致させて表示部16で表示される(ステップSc11)。

【0102】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、ROI内の画素値に基づいて、一つの方位方向上のROI内に複数のレンジゲートを決定することができる。また、一つの方位方向におけるROI内の受信信号を用いて、複数のレンジゲートにそれぞれ対応する複数のドプラ波形を発生することができる。例えば、複数のレンジゲートが血管内腔とこの血管内腔の方位方向における血管壁とに決定された2つのレンジゲートである場合、本超音波診断装置1によれば、血流ドプラ波形と組織ドプラ波形とを発生することができる。加えて、第1、第2の速度表示スケールで、血流ドプラ波形と組織ドプラ波形とを重畳表示することができる。これらのことから、操作者による表示画像の観察が容易となる。加えて、本超音波診断装置1によれば、複数のレンジゲートの設定操作が不要となるため、複数のレンジゲートの設定操作の煩雑さが改善される。これにより、検査効率が向上する。

【0103】

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、変更を行うことができる。これら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】

【0104】

1...超音波診断装置、10...超音波プローブ、12...装置本体、14...入力部、16...表示部、20...超音波送信部、22...超音波受信部、24...Bモード信号発生部、26...ドプラ信号発生部、28...画像発生部、30...速度表示範囲決定部、32...関心領域設定部、34...記憶部、36...制御部、37...レンジゲート決定部、38...インターフェース部、39...フィルタ変更部、40...ミキサ、42...第1LPF、43...第1サンプルホー

10

20

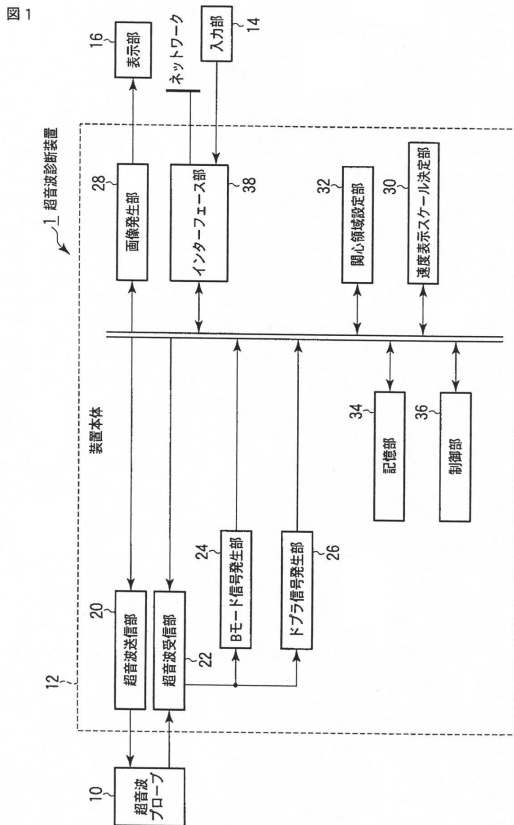
30

40

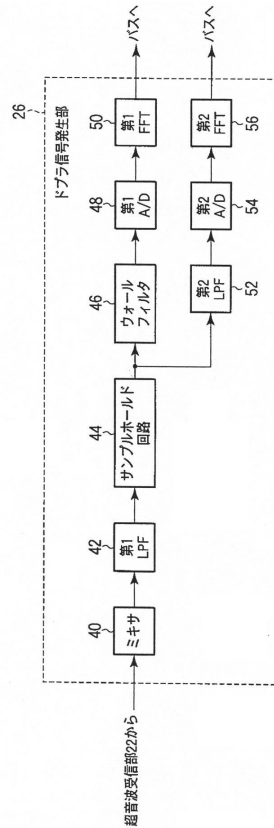
50

ルド回路、44...サンプルホールド回路、45...可変フィルタ、46...ウォールフィルタ、48...第1A/D、49...A/D、50...第1FFT、51...第2サンプルホールド回路、52...第2LPF、54...第2A/D、56...第2FFT

【図1】

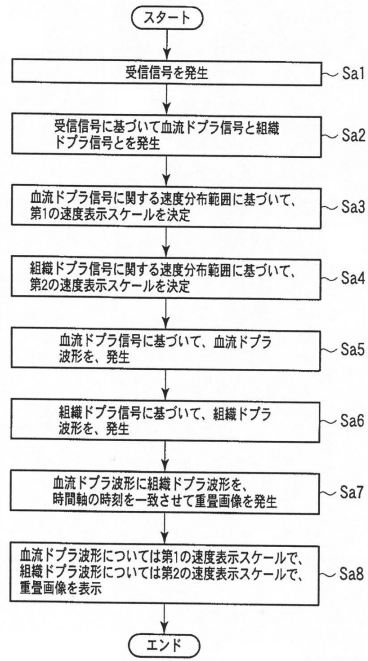


【図2】



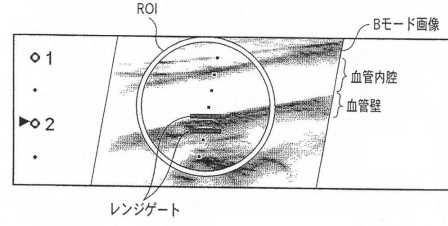
【 図 3 】

図 3



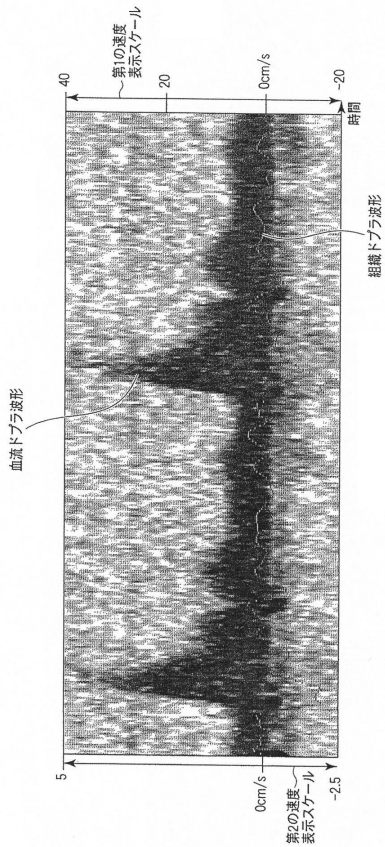
【 図 4 】

図 4



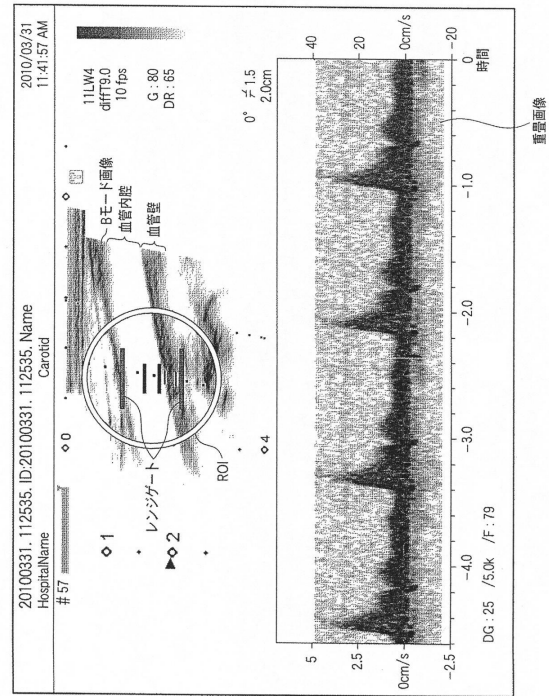
【 図 5 】

図 5

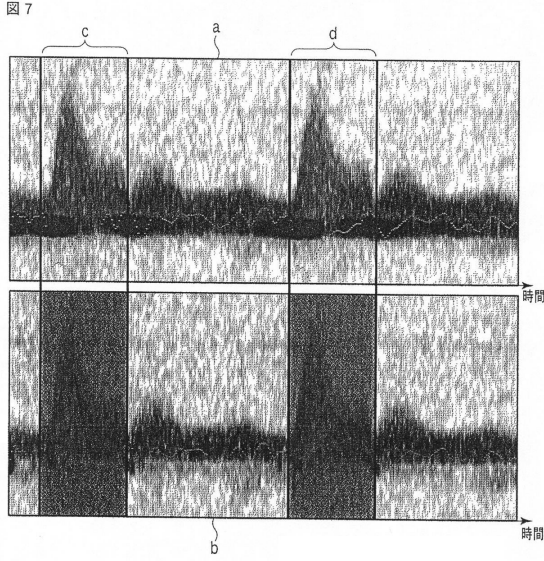


【 図 6 】

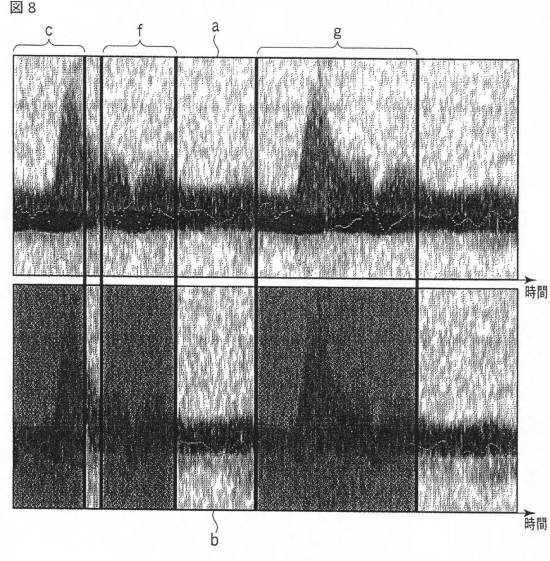
図 6



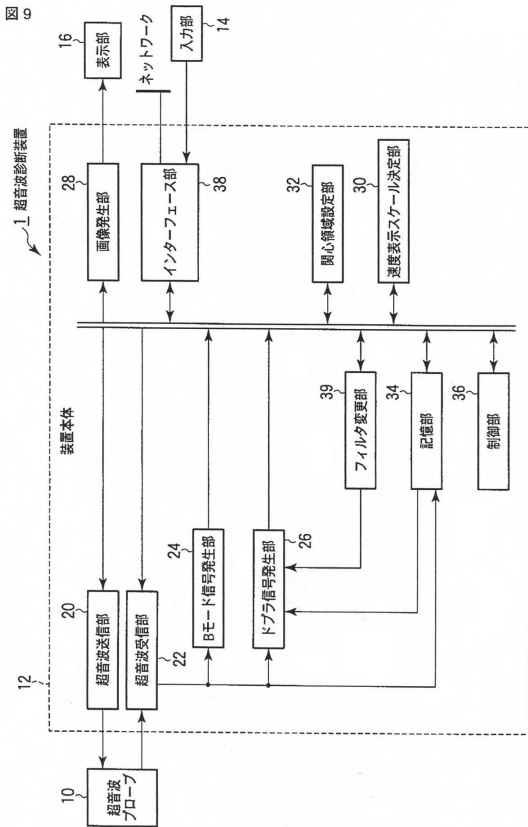
【図7】



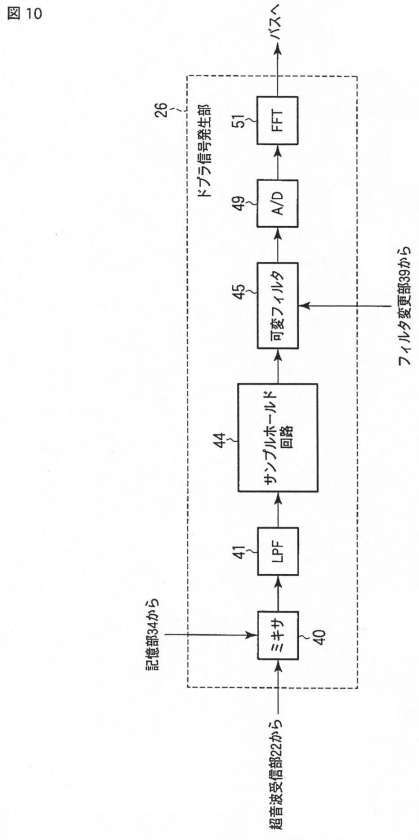
【図8】



【図9】

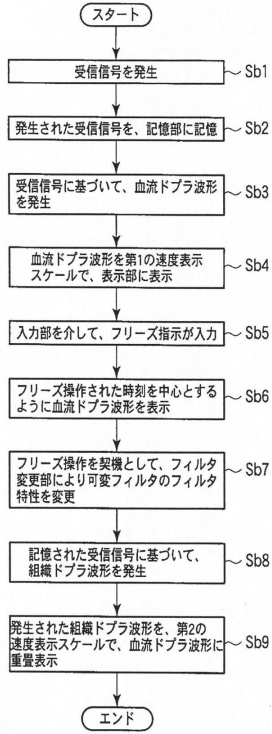


【図10】



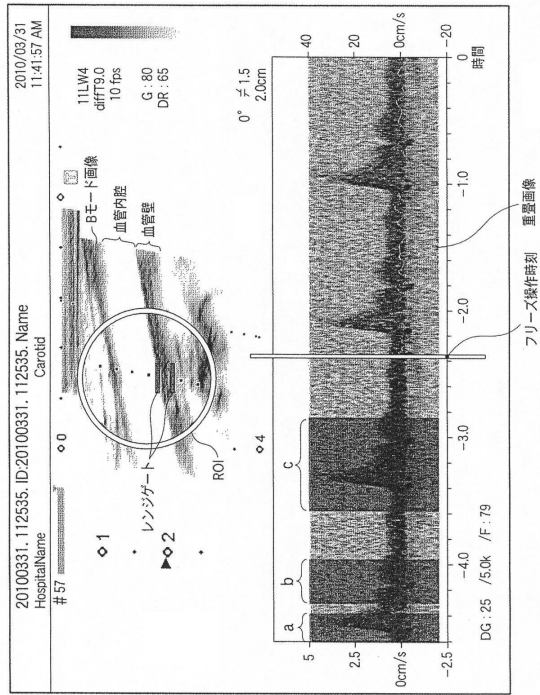
【図 1 1】

図 11



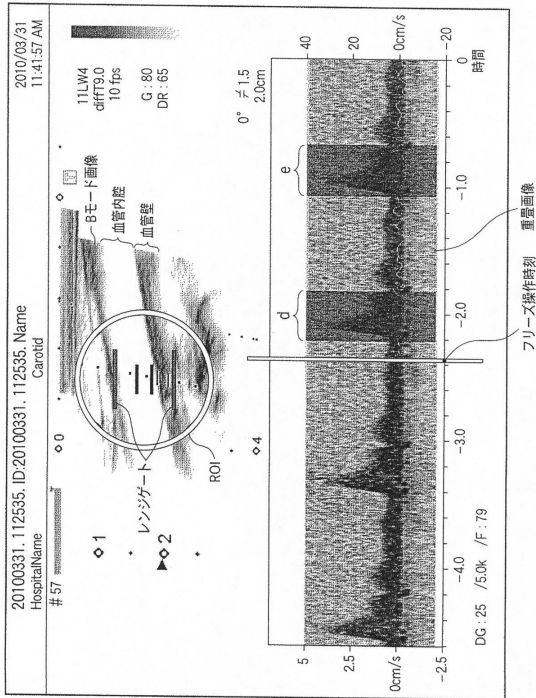
【図 1 2】

図 12



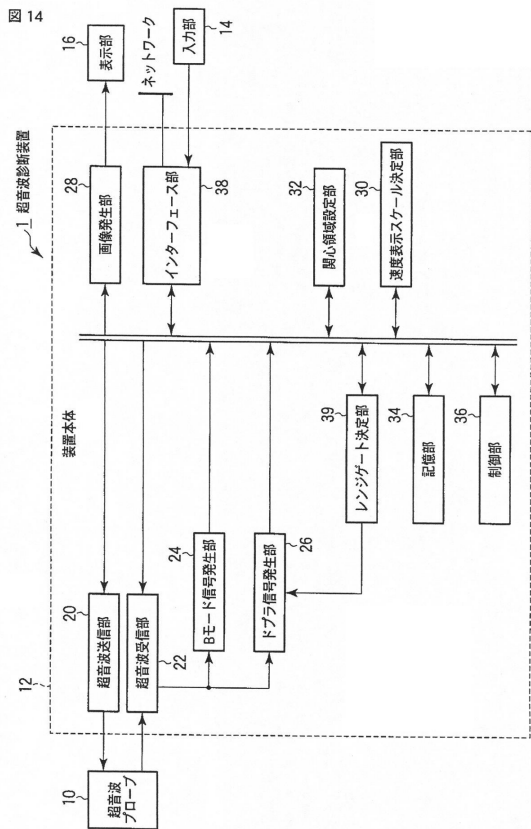
【図 1 3】

図 13

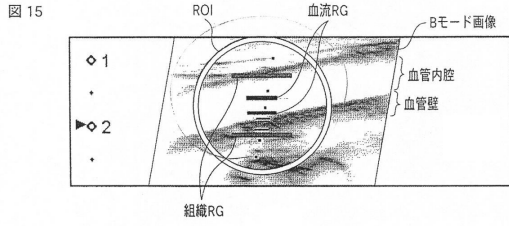


【図 1 4】

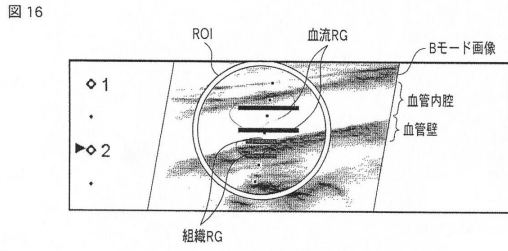
図 14



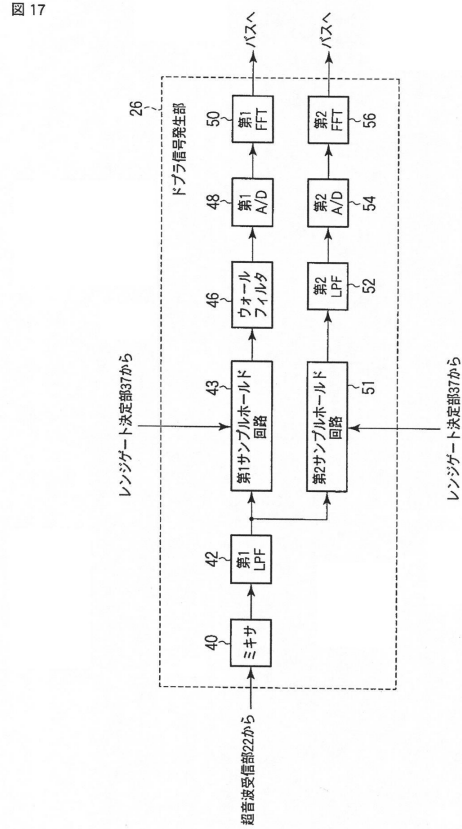
【図15】



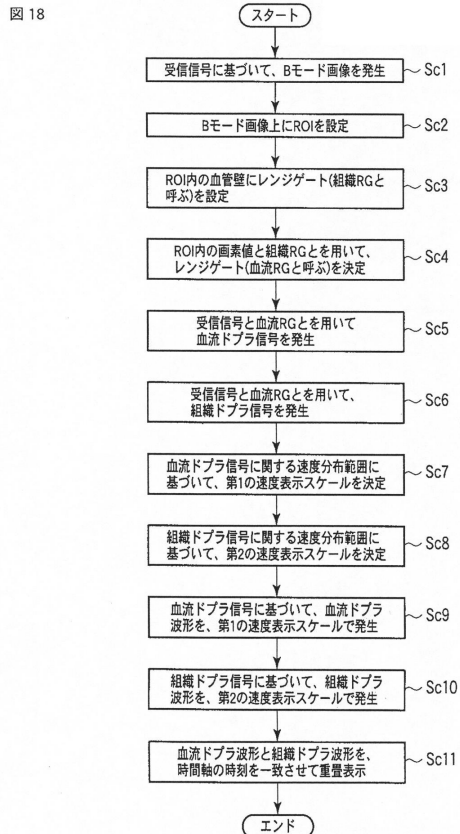
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 佐々木 琢也

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社内

審査官 姫島 あや乃

(56)参考文献 特開平08-299342(JP,A)

特開2005-102718(JP,A)

特開2007-268298(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP5996694B2 | 公开(公告)日 | 2016-09-21 |
| 申请号 | JP2015038408 | 申请日 | 2015-02-27 |
| [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 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 东芝医疗系统有限公司 | | |
| [标]发明人 | 佐々木琢也 | | |
| 发明人 | 佐々木 琢也 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/JB18 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB49 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK02 4C601/KK17 4C601/KK24 4C601/KK29 4C601/KK31 | | |
| 代理人(译) | 河野直树 井上 正 冈田隆 | | |
| 其他公开文献 | JP2015134185A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备可以在一个方位方向上产生由于血流引起的多普勒信号和由于组织引起的多普勒信号。超声波发送部20，通过超声波探头10向被检体发送超声波。超声波接收部22，该超声波接收部22基于与超声波对应的反射波来生成接收信号。多普勒信号生成部26根据接收信号，生成在一个方位方向上的关注区域中的血流引起的第一多普勒信号和在关注区域中的组织引起的第二多普勒信号。

【图1】

