

(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2015-134185

(P2015-134185A)

(43) 公開日 平成27年7月27日(2015.7.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 38 頁)

(21) 出願番号	特願2015-38408 (P2015-38408)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成27年2月27日 (2015. 2. 27)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2011-126732 (P2011-126732) の分割	(71) 出願人	594164542
原出願日	平成23年6月6日 (2011.6.6)		東芝メディカルシステムズ株式会社
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034
			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

最終頁に続く

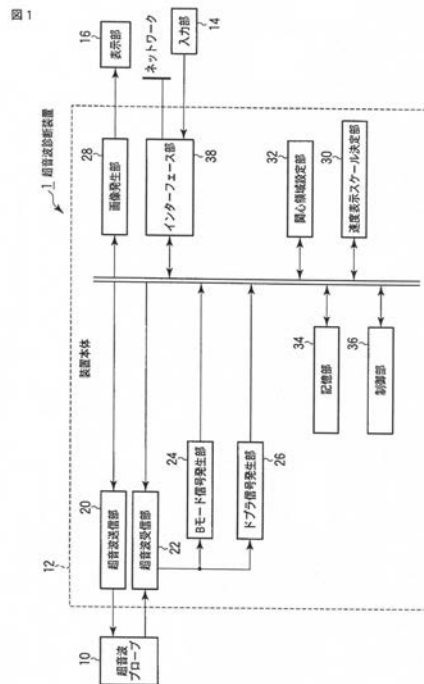
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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ドプラ信号とをそれぞれ発生させることが可能な超音波診断装置の提供。

【解決手段】 超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 0 と、超音波プローブ 1 0 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 2 0 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 2 2 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 2 6 と、を具備する。

【選択図】 図 1



【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
ブラ信号と前記関心領域内の組織に起因した第2ドブラ信号とを、それぞれ発生するド
ブラ信号発生部と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第1ドブ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ドブ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ドブラ信号に基づいて血流ドブラ画像を発生し、前記第2ドブラ信号に基づい
て組織ドブラ画像を発生する画像発生部と、
前記血流ドブラ画像を前記第1の速度表示スケールで表示し、前記組織ドブラ画像を前
記第2の速度表示スケールで表示する表示部と、
をさらに具備することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

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、
を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

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、
を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第2の速度表示スケールを決定するためのスケールを入力する入力部と、
前記第2の速度表示スケールを決定するためのスケールを記憶する記憶部とをさらに具
備し、
前記速度表示スケール決定部は、前記入力されたスケールと前記記憶されたスケールと
前記第2ドブラ信号に関する速度分布範囲とのうち少なくとも一つに基づいて、前記第2
の速度表示スケールを決定すること、
を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像発生部は、前記血流ドブラ画像における時間軸の時刻と前記組織ドブラ画像に
おける時間軸の時刻とを一致させて、前記血流ドブラ画像に前記組織ドブラ画像を重畳
させた画像を発生すること、
を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記画像発生部は、前記第 2 ドブラ信号の周波数スペクトラムに基づいて、前記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た組織ドブラ画像を発生すること、

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像発生部は、前記第 2 ドブラ信号の周波数スペクトラムに基づいて、前記組織ドブラ画像における組織ドブラ波形の背景の色相を、所定の色相に変更した組織ドブラ画像を発生すること、

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

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 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

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 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

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 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 14】

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、

をさらに具備し、

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請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 15】

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 14 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 16】

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 14 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、ドプ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。ドプラ信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。

10

【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

20

【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。

30

【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、を具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0007】

40

【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

50

ある。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係り、組織ドプラ波形の速度値に応じて色相が変更された組織ドプラ画像を血流ドプラ画像に、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、組織ドプ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プラ画像を血流ドプラ画像に、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プラ信号発生部の構成を示す構成図である。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態に係り、ドプ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、血流ドプラ波形に、フリーズ操作前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、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、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。

【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プ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】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わ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にのみ行う。

【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。

【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、ドプラ信号発生部 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】

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。

10

20

30

40

50

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。

10

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

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、ドブラ信号発生部26について説明する。図2は、本超音波診断装置1におけるドブラ信号発生部26の構成を示す構成図である。ドブラ信号発生部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、ドブラ信号の一部を、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を発生する。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ドブラ信号(以下、血流ドブラ信号と呼ぶ)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46は、血流ドブラ信号を第1A/D48へ出力する。第1A/D48は、血流ドブラ信号をデジタル信号に変換する。

【0022】

第1FFT50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1FFT50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1FFT50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28と速度表示スケール決定部30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。

40

【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

50

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 2 L P F 5 2 は、組織ドブラ信号を抽出するために、S H 回路 4 4 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。

【0025】

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。

10

【0026】

なお、第 2 F F T 5 6 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。

20

【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 F F T 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。

30

【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。

40

【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）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

50

値の大きさとして表された波形（以下、組織ドプラ波形と呼ぶ）を示す画像である。

【0032】

画像発生部28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28は、Bモード画像、血流ドプラ波形、組織ドプラ波形に、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28は、合成した画像を表示部16に出力する。画像発生部28は、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28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、血流ドプラ波形、組織ドプラ波形を超音波画像と呼ぶ。

【0033】

速度表示スケール決定部30は、ドプラ信号発生部26で発生された血流ドプ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30は、ドプラ信号発生部26で発生された組織ドプ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14を介して操作者の指示に従って、適宜調整可能である。

【0034】

また、速度表示スケール決定部30は、記憶部34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14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30は、記憶部34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14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30の図示していないメモリに記憶されてもよい。

【0035】

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30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30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34に記憶される。なお、速度比は、速度表示スケール決定部30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14を介して、操作者により適宜変更可能である。

【0036】

なお、速度表示スケール決定部30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30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。

【0037】

なお、速度表示スケール決定部30は、ドプラ信号発生部26から出力された所定期間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

10

20

30

40

50

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、ドブラ信号発生部 26 で発生された血流ドブラスペクトラムおよび組織ドブラスペクトラム、画像発生部 28 で発生された B モード画像、血流ドブラ波形、組織ドブ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ブラ波形を、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ブラ波形を、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、血流ドブラ波形については第 1 の速度表示スケールで、組織ドブ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

50

された他の医用画像診断装置におけるレンジリング画像などを表示することも可能である。

【 0 0 4 4 】

(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。

【 0 0 4 5 】

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 2 2 により、受信信号が発生される (ステップ S a 1) 。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 S a 2) 。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 S a 3) 。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 S a 4) 。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 S a 5) 。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 S a 6) 。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 S a 7) 。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

10

20

【 0 0 4 6 】

図 4 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 R O I の一例を示す図である。R O I 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 1 4 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。

【 0 0 4 7 】

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、 40 cm / 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 5 cm / s である。

30

【 0 0 4 8 】

図 6 は、表示部 1 6 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 1 4 を介して操作者の指示により設定された R O I が表示されている。R O I 内には、入力部 1 4 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。

40

【 0 0 4 9 】

(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。

50

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

記憶部 3 4 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 3 4 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 3 4 は、変更される色相を記憶する。なお、記憶部 3 4 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 3 4 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 3 4 に記憶される閾値は、一つであるものとする。

【 0 0 5 3 】

画像発生部 2 8 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 2 8 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 2 8 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 2 8 は、発生した組織ドブラ画像を、表示部 1 6 に出力する。なお、記憶部 3 4 に記憶された閾値が閾値強度である場合、画像発生部 2 8 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。

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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。

【 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14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26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。

【0058】

装置本体12は、第1の実施形態の構成要素に加えて、フィルタ変更部39をさらに具備する。まず、図10を参照して、ドプラ信号発生部26について説明する。図10は、本実施形態の超音波診断装置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、低域通過フィルタ(以下LPFと呼ぶ)41、サンプルホールド(Sample Hold:以下、SHと呼ぶ)回路44、可変フィルタ45、アナログデジタル変換器(以下、A/Dと呼ぶ)49、周波数分析器(Fast Fourier Transform:以下、FFTと呼ぶ)51を有する。

10

【0059】

ミキサ40は、超音波受信部22または記憶部34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。LPF41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。

20

【0060】

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を発生する。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14を介した操作者の指示により、関心領域設定部32によって設定される。レンジゲートは、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。

30

【0061】

SH回路44は、サンプリングしホールドした信号(以下、SH信号と呼ぶ)を、後述する可変フィルタ45に出力する。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。この時、サンプリング間隔の変更は、入力部14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、血流ドプラ信号を得るためのサンプリング間隔から、組織ドプ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。

【0062】

可変フィルタ45は、SH信号から血流ドプ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ON、ハイパスフィルタなど:以下、血流ドプラ抽出フィルタと呼ぶ)と、SH信号から組織ドプ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OFF、ローパスフィルタなど:以下、組織ドプ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39からの出力に従って、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。血流ドプラ抽出フィルタによりフィルタリングされた信号(以下、血流ドプラ信号)は、A/D49に出力される。組織ドプラ抽出フィルタによりフィルタリングされた信号(以下、組織ドプラ信号)は、A/D49に出力される。A/D49は、入力された信号をデジタル信号に変換する。

40

【0063】

50

FFT51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。FFT51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。FFT51は、発生した周波数スペクトラムを、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。具体的には、FFT51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。FFT51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。FFT51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。

【0064】

10

なお、FFT51の高速フーリエ変換における点数（以下、FFT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、FFT点数は、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。

【0065】

フィルタ変更部39は、入力部14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26の後述する可変フィルタ45のフィルタ特性を変更する。具体的には、フィルタ変更部39は、可変フィルタ45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。

【0066】

20

記憶部34は、超音波受信部22で発生された受信信号を記憶する。記憶部34は、入力部14を介した操作者のフリーズ指示を契機として、記憶部34に記憶した受信信号を、ドプラ信号発生部26へ出力する。

【0067】

画像発生部28は、入力部14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28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28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28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

【0068】

入力部14は、操作者によりフリーズ（FREEZE）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14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39、記憶部34、画像発生部28に出力する。

【0069】

（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14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26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

【0070】

図11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22により受信信号が発生される（ステップSb1）。発生された受信信号が、記憶部34に記憶される（ステップSb2）。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Sb3）。この時、可変フィルタ45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16に表示される（ステップSb4）。入力部14を介してフリーズ指示が入力される（ステップSb5）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画像が、表示部16に表示される（ステップSb6）。

50

【 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 3 9 により、可変フィルタ 4 5 のフィルタ特性が、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される（ステップ S b 7）。ドブラ信号発生部 2 6 により、記憶部 3 4 に記憶された受信信号に基づいて、組織ドブ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ブラ波形は、フリーズ指示入力後の組織ドブラ波形である。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ブラ波形を発生してもよい。発生された組織ドブラ波形を第 2 の速度表示スケールで血流ドブ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 1 6 で表示される（ステップ S b 9）。

【 0 0 7 2 】

10

図 1 2 は、血流ドブラ波形に、S H 回路 4 4 から可変フィルタ 4 5 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ブラ波形とを、重畳させた重畳図の一例を示す図である。図 1 2 における血流ドブラ波形は、第 1 の速度表示スケールで表示される。図 1 2 における組織ドブラ波形は、第 2 の速度表示スケールで表示される。血流ドブラ波形に組織ドブラ波形を重畳させるとき、血流ドブラ波形の時間軸は、組織ドブ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ブラスペクトラムの強度値であってもよい。

【 0 0 7 3 】

20

図 1 2 の B モード画像上には、入力部 1 4 を介して操作者の指示により設定された R O I が表示されている。R O I 内には、入力部 1 4 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 1 2 の重畳画像の右側の縦軸は、血流ドブラ波形に関する速度を表す軸である。図 1 2 の重畳画像の左側の縦軸は、組織ドブ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 1 2 の重畳画像における領域 a、b、c 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。

【 0 0 7 5 】

30

図 1 3 は、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重畳させた重畳図の一例を示す図である。図 1 3 における血流ドブラ波形は、第 1 の速度表示スケールで表示される。図 1 3 における組織ドブラ波形は、第 2 の速度表示スケールで表示される。血流ドブラ波形に組織ドブラ波形を重畳させるとき、血流ドブラ波形の時間軸は、組織ドブ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 1 3 の B モード画像上には、入力部 1 4 を介して操作者の指示により設定された R O I が表示されている。R O I 内には、入力部 1 4 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 1 3 の重畳画像の右側の縦軸は、血流ドブラ波形に関する速度を表す軸である。図 1 3 の重畳画像の左側の縦軸は、組織ドブ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 1 3 の重畳画像における領域 d、e は、血流ドブ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、組織ドブ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、ドブラ信号発生部 2 6 におけるフィルタ特性を変更することにより、一つの方位方向上の R O I 内における受信信号に基づいて、血流ドブラ波形

50

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)であるものとする。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ROI内の血管壁に決定された組織RGと血流RGとの一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【0084】

レンジゲート決定部37は、血流RGの位置（深さ）に対応する遅延時間（以下、血流RG時間と呼ぶ）を発生する。血流RG時間は、血流RG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37は、組織RGの位置（深さ）に対応する遅延時間（以下、組織RG時間と呼ぶ）を発生する。組織RG時間は、組織RG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37は、レートパルスから血流RG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37は、レートパルスから組織RG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37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1SH回路と呼ぶ）44に出力する。レンジゲート決定部37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2SH回路と呼ぶ）51に出力する。

10

【0085】

図17を参照して、ドブラ信号発生部26について説明する。図17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26の構成を示す構成図である。ドブラ信号発生部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、第1サンプルホールド(Sample Hold:以下SHと呼ぶ)回路43、ウォールフィルタ46、第1のアナログディジタル変換器（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2SH回路51、第2の低域通過フィルタ（以下第2LPFと呼ぶ）52、第2のアナログディジタル変換器（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。

20

【0086】

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。

30

【0087】

第1SH回路43は、血流サンプリングパルスに従って、ドブラ信号の一部を、サンプリングしホールドする。

【0088】

ウォールフィルタ46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1SH回路43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46は、血流ドブラ信号を第1A/D48へ出力する。第1A/D48は、血流ドブラ信号をディジタル信号に変換する。

40

【0089】

第1FFT50は、ディ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1FFT50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1FFT50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28と速度表示スケール決定部30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。

【0090】

第2SH回路51は、組織サンプリングパルスに従って、ドブラ信号の一部を、サンプリングしホールドする。

50

【0091】

第2LPF52は、組織ドブラ信号を抽出するために、第2SH回路51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。

【0092】

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。

10

【0093】

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。

【0094】

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。

20

【0095】

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）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。

【0096】

画像発生部28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28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28は、合成した画像を表示部16に出力する。画像発生部28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28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。

30

【0097】

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、ドブラ信号発生部26で発生された血流ドブラスペクトラムおよび組織ドブラスペクトラム、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37で用いられる所定の値等を記憶する。

40

【0098】

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により発生された重畳画像を表示する。表示部16は、画像発生部28により発生された血流ドブラ波形を表示する。表示部16は、画像発生部28により発生された組織ドブラ波形を表示する。表示部16は、Bモード画像上にROIを表示する。表示部16は、ROI内に血流RGおよび組織RGを表示する。

50

【 0 0 9 9 】

入力部 1 4 は、操作者の指示に従って、R O I を入力する。入力部 1 4 は、操作者の指示に従って、R O I 内に組織 R G と血流 R G とのうち少なくとも一方を入力する。

【 0 1 0 0 】

(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R O I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。

【 0 1 0 1 】

図 1 8 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 S c 1)。発生されたBモード画像上に、R O I が設定される(ステップ S c 2)。R O I 内に組織 R G が設定される(ステップ S c 3)。R O I 内の画素値と組織 R G とを用いて、血流 R G が決定される(ステップ S c 4)。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 R G とを用いて血流ドプラ波形が発生される(ステップ S c 5)。受信信号と組織 R G とを用いて組織ドプラ波形が発生される(ステップ S c 6)。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 S c 7)。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 S c 8)。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 S c 9)。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 S c 10)。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 1 6 で表示される(ステップ S c 11)。

10

20

【 0 1 0 2 】

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、R O I 内の画素値に基づいて、一つの方位方向上のR O I 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R O I 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。

30

40

【 0 1 0 3 】

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 】

【 0 1 0 4 】

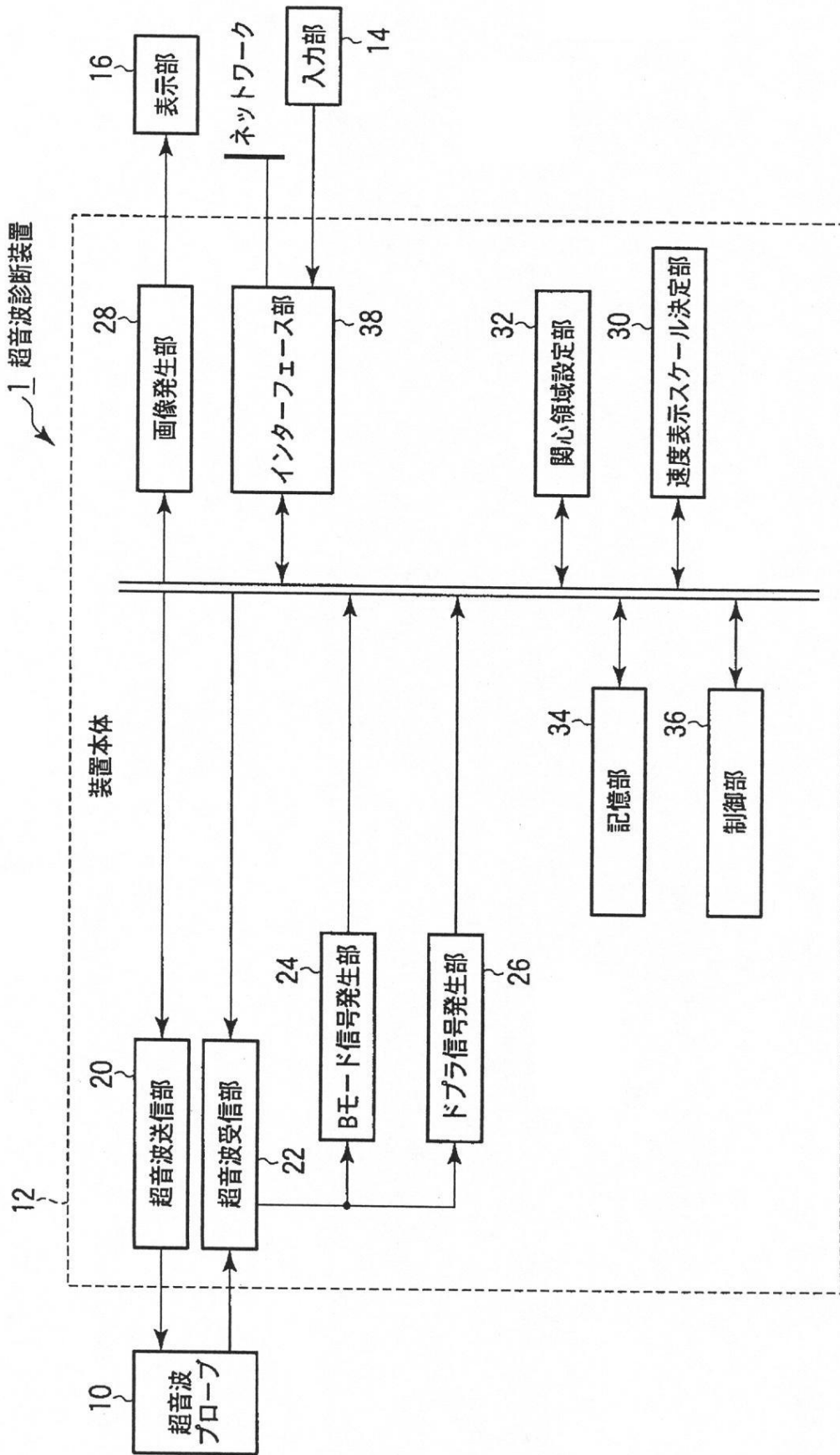
1 ... 超音波診断装置、1 0 ... 超音波プローブ、1 2 ... 装置本体、1 4 ... 入力部、1 6 ... 表示部、2 0 ... 超音波送信部、2 2 ... 超音波受信部、2 4 ... Bモード信号発生部、2 6 ... ドプラ信号発生部、2 8 ... 画像発生部、3 0 ... 速度表示範囲決定部、3 2 ... 関心領域設定部、3 4 ... 記憶部、3 6 ... 制御部、3 7 ... レンジゲート決定部、3 8 ... インターフェース部、3 9 ... フィルタ変更部、4 0 ... ミキサ、4 2 ... 第1 L P F、4 3 ... 第1 サンプルホールド回路、4 4 ... サンプルホールド回路、4 5 ... 可変フィルタ、4 6 ... ウォールフィルタ

50

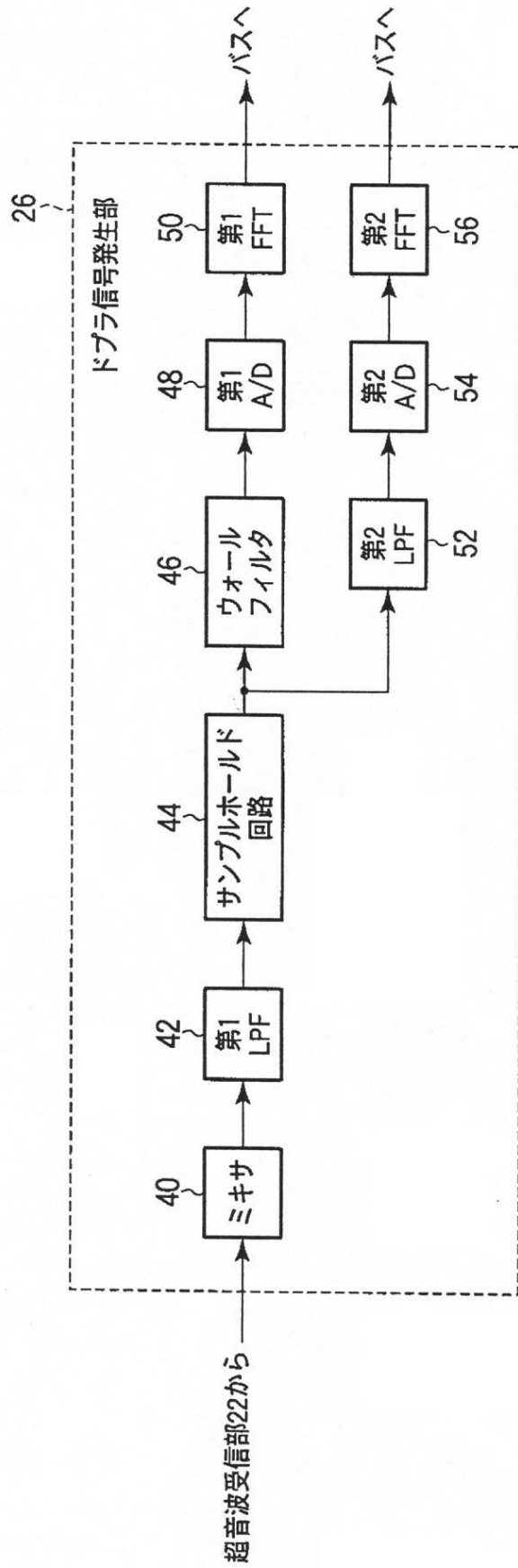
、 4 8 ... 第 1 A / D、 4 9 ... A / D、 5 0 ... 第 1 F F T、 5 1 ... 第 2 サンプルホールド回路、 5 2 ... 第 2 L P F、 5 4 ... 第 2 A / D、 5 6 ... 第 2 F F T

【図1】

図1

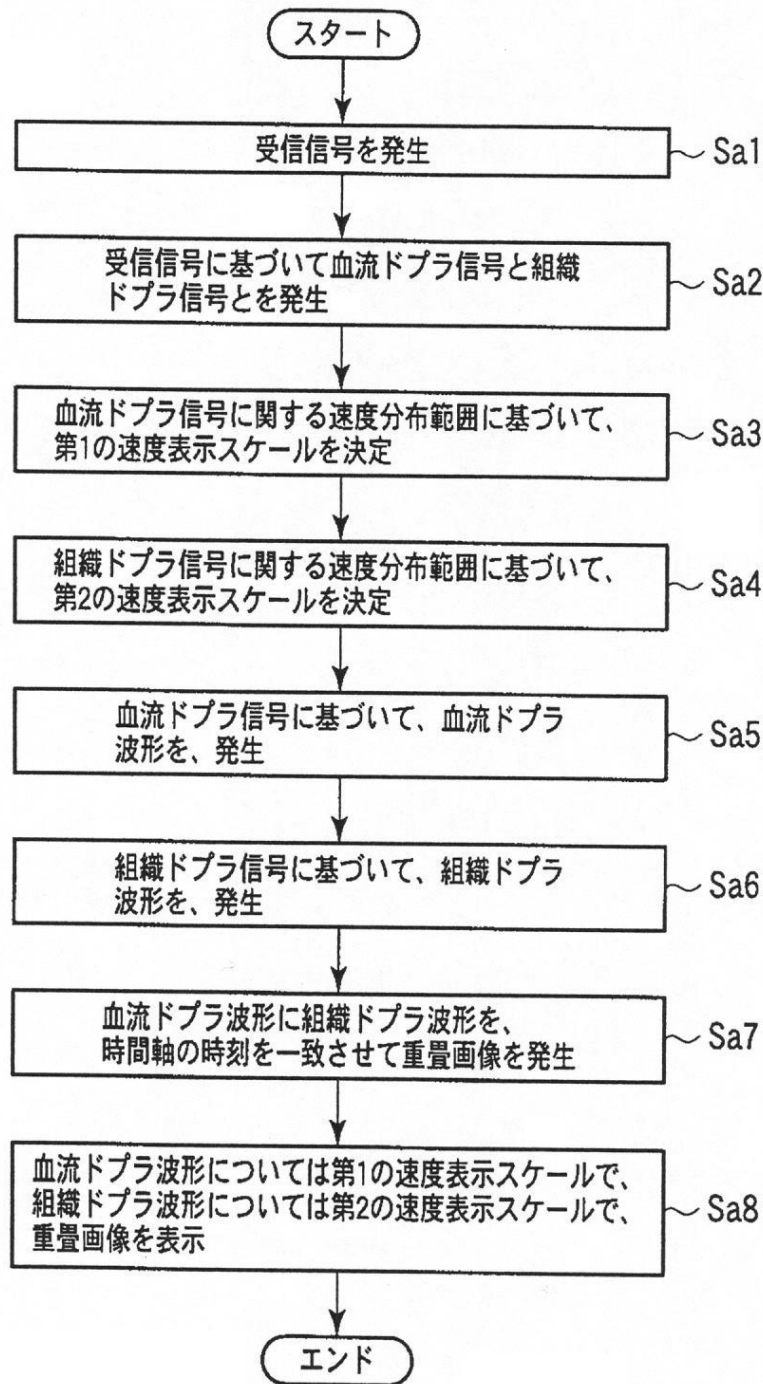


【図2】
図2



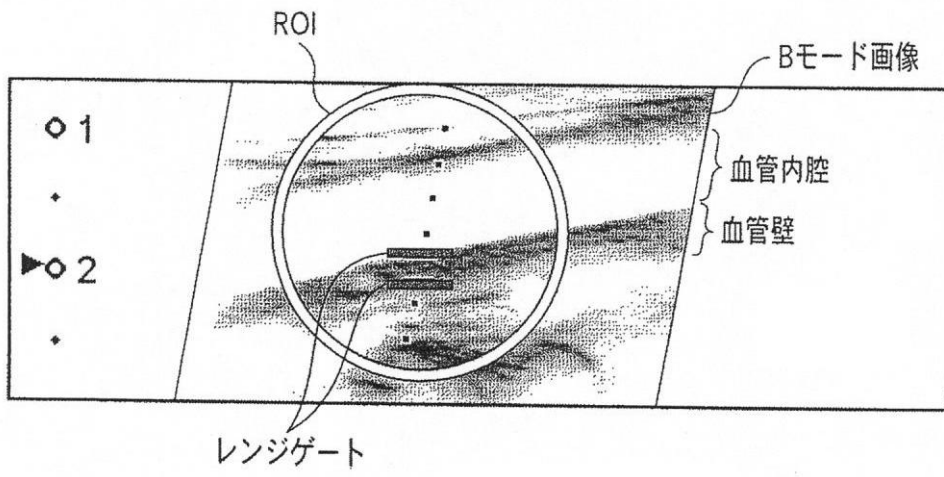
【図3】

図3



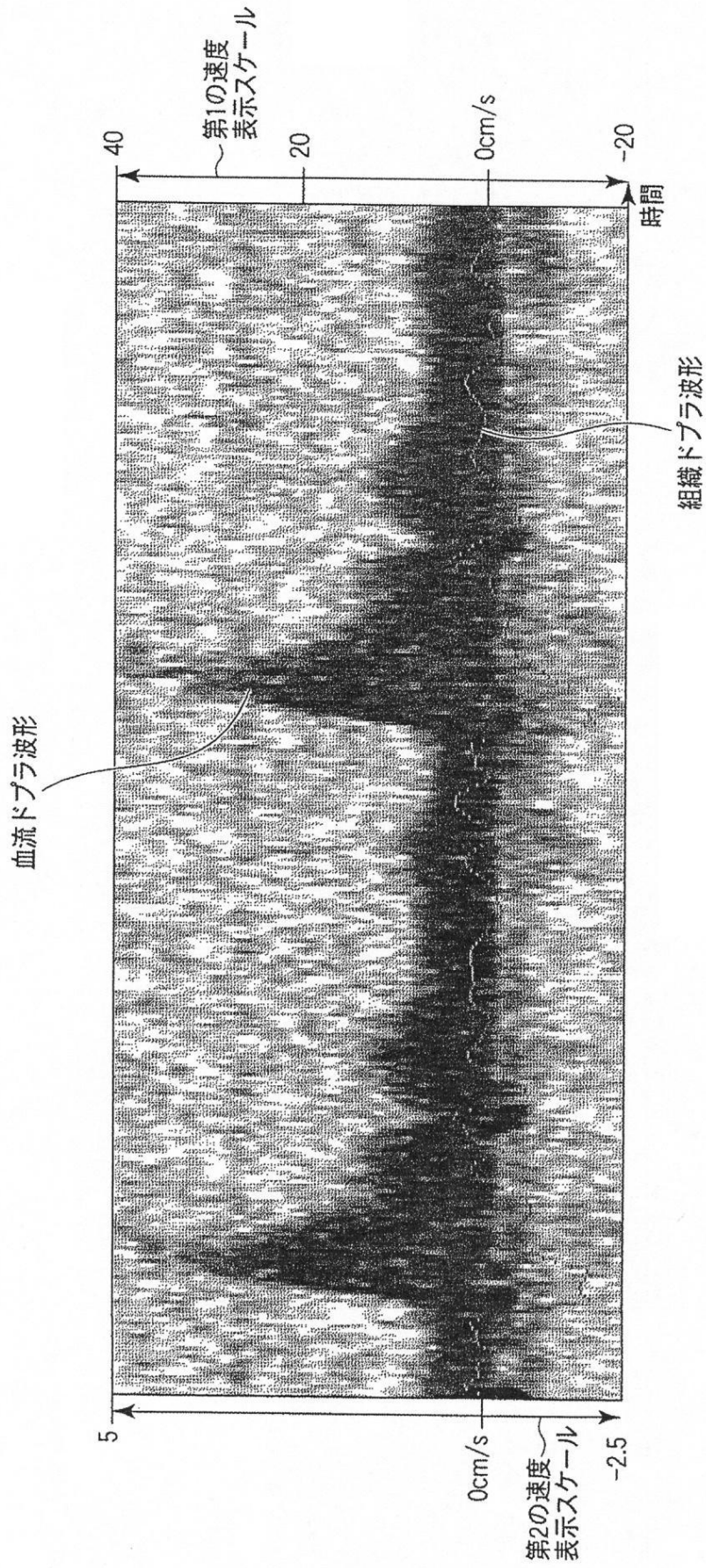
【図4】

図4



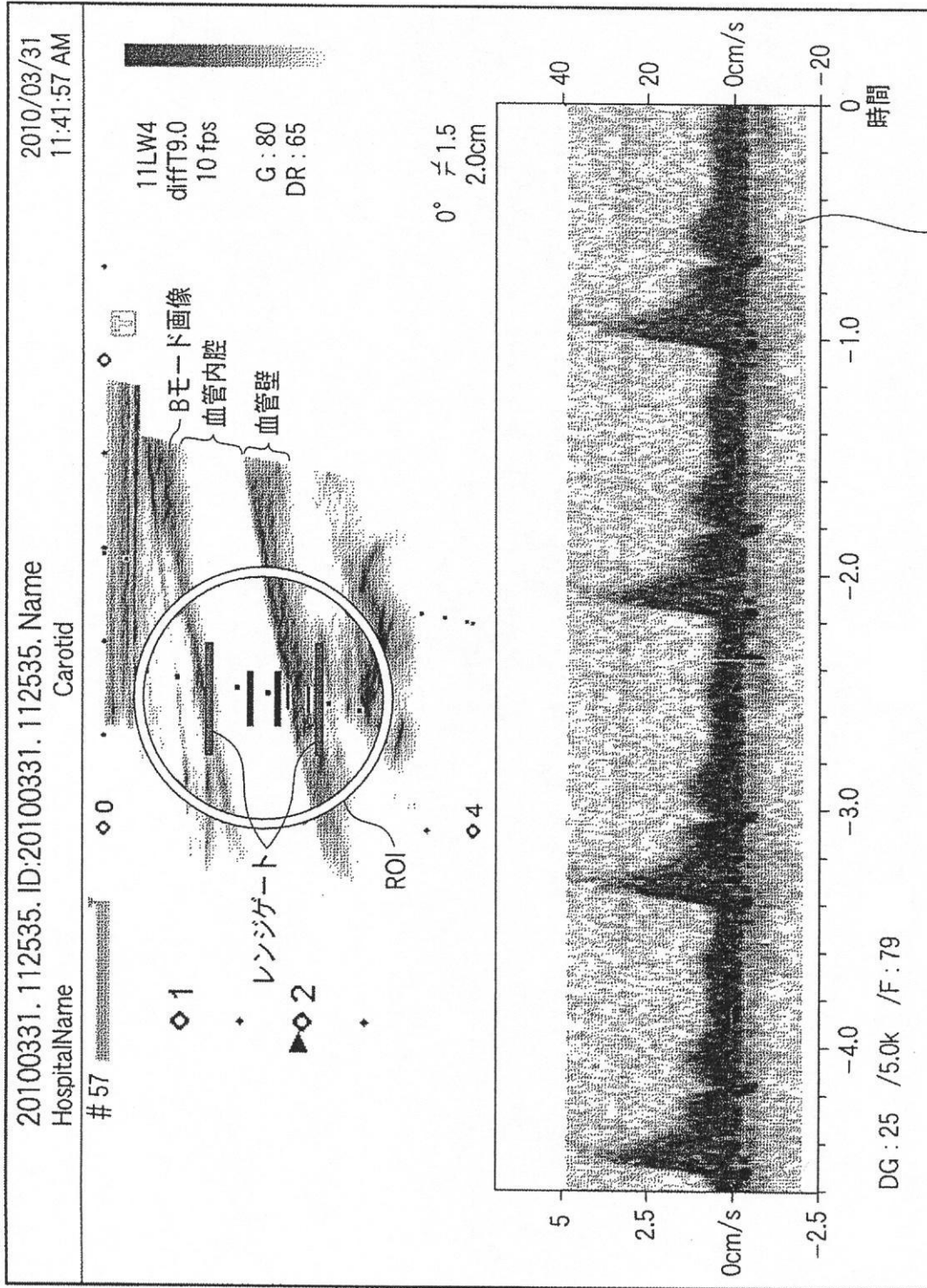
【 図 5 】

図 5



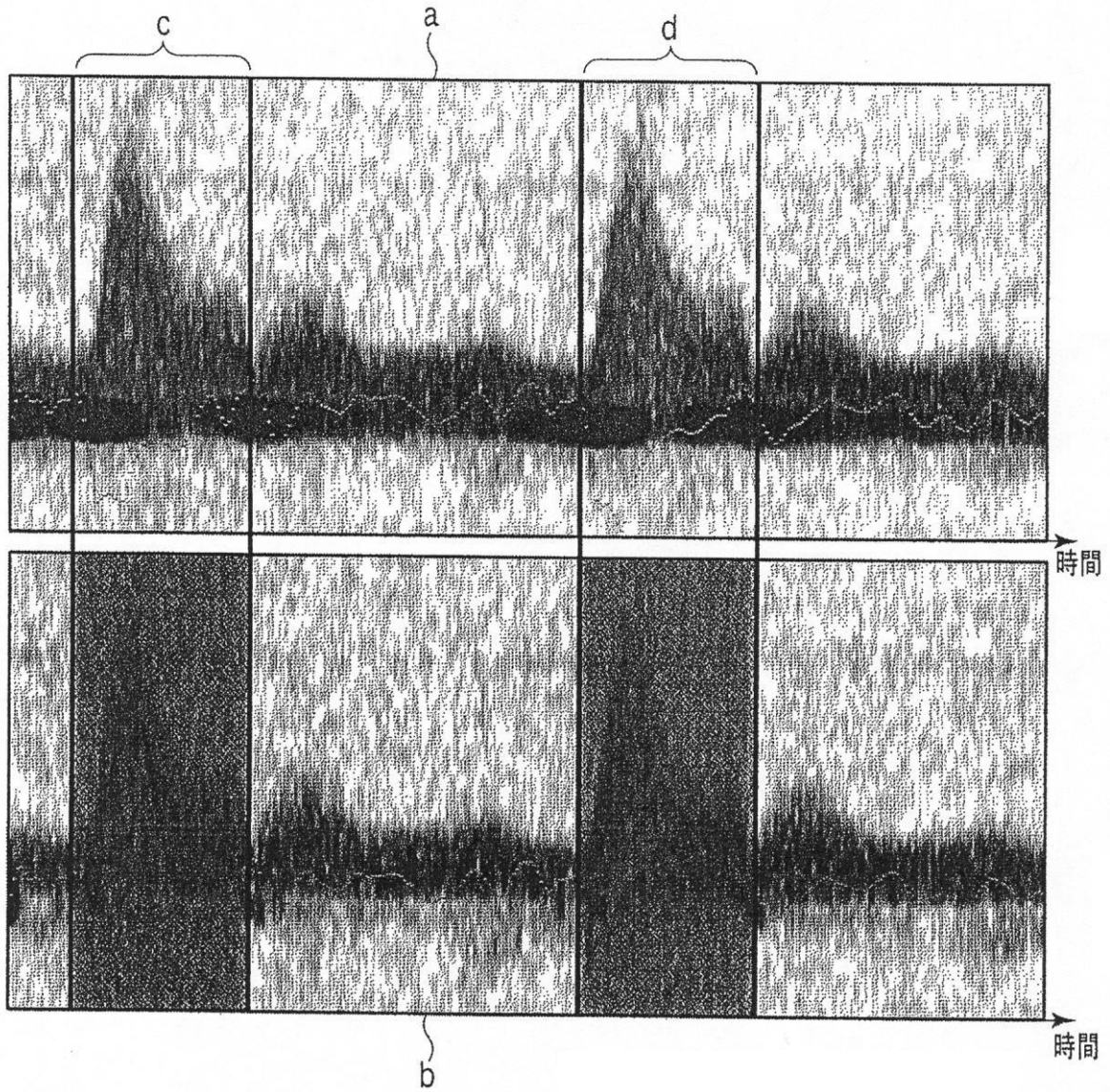
【 図 6 】

図 6



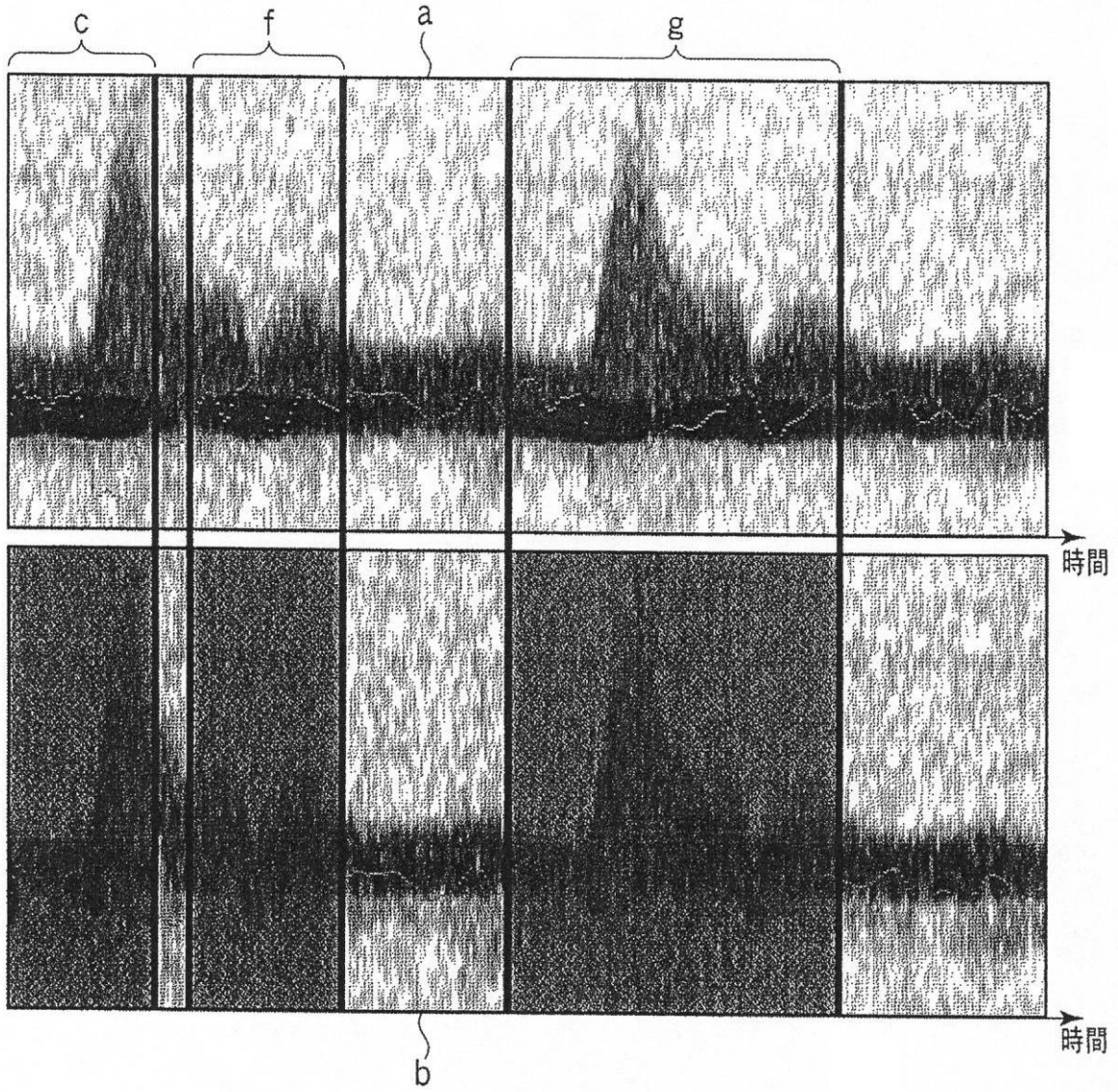
【図7】

図7



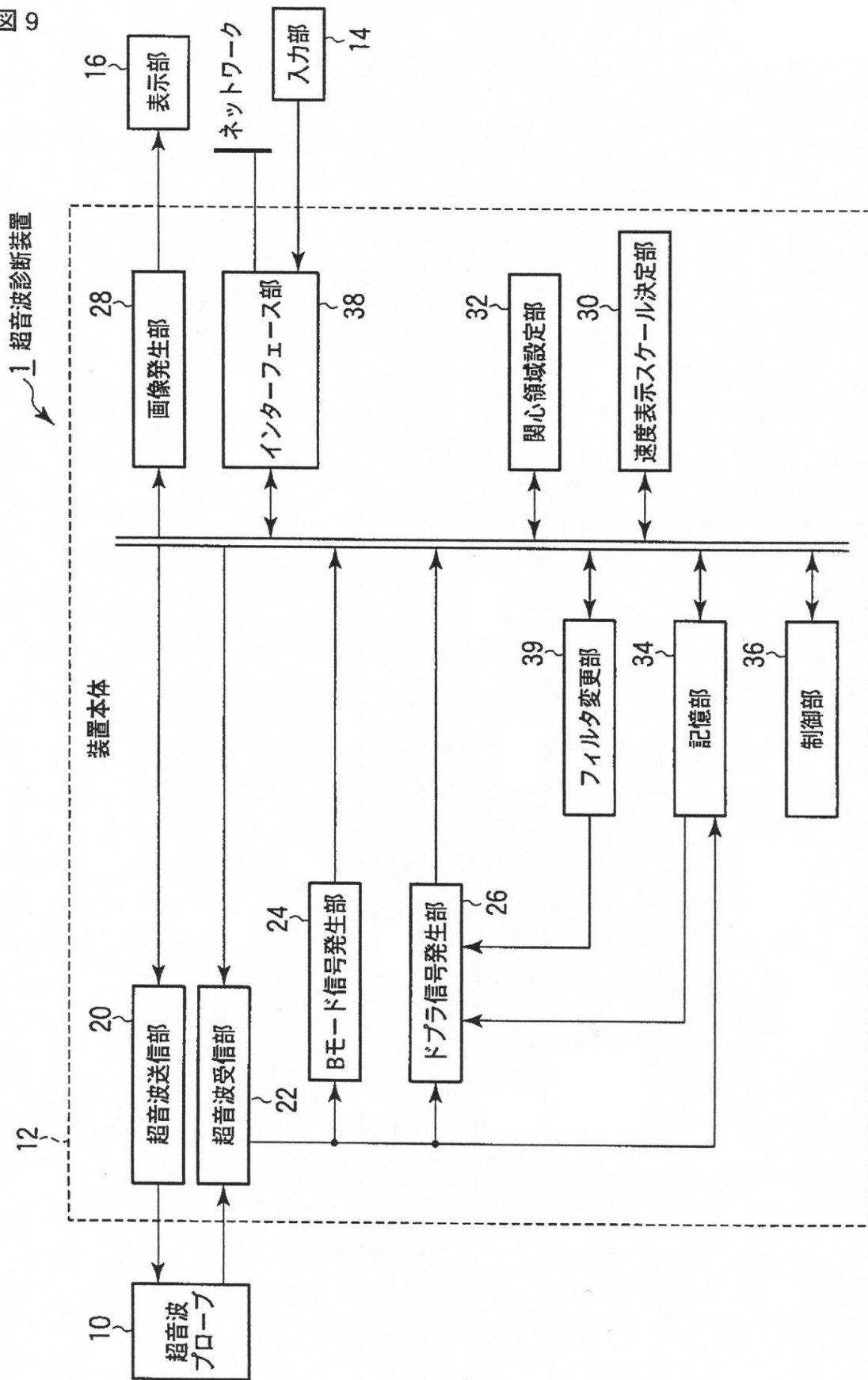
【 図 8 】

図 8



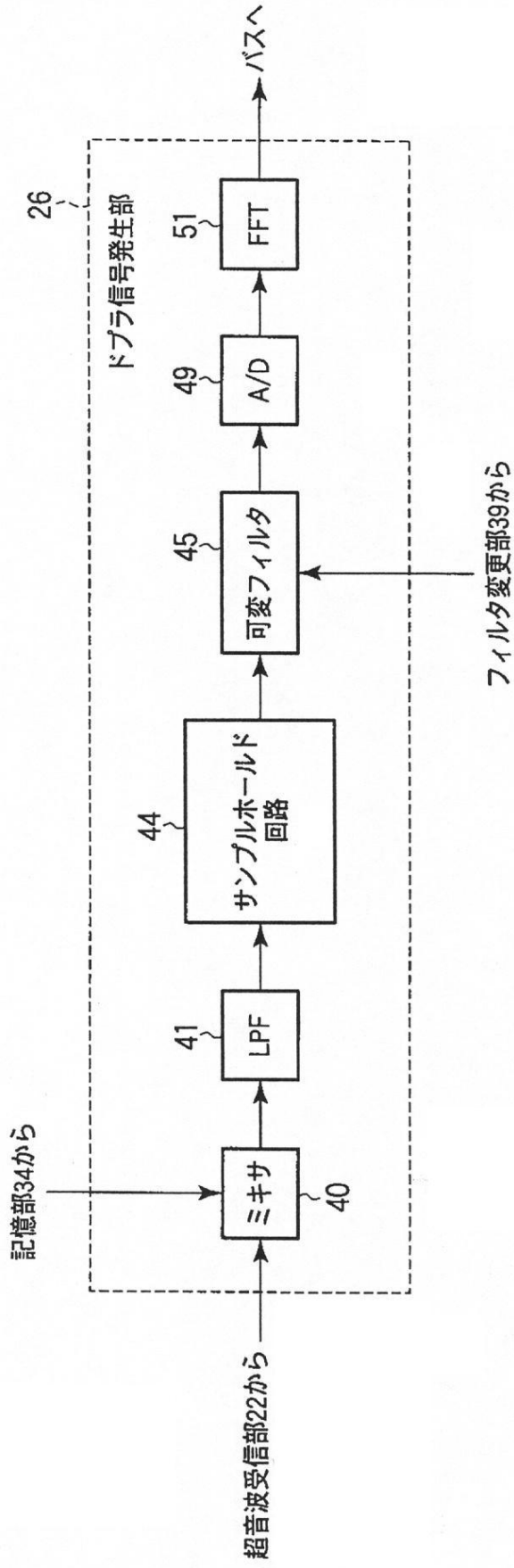
【図9】

図9



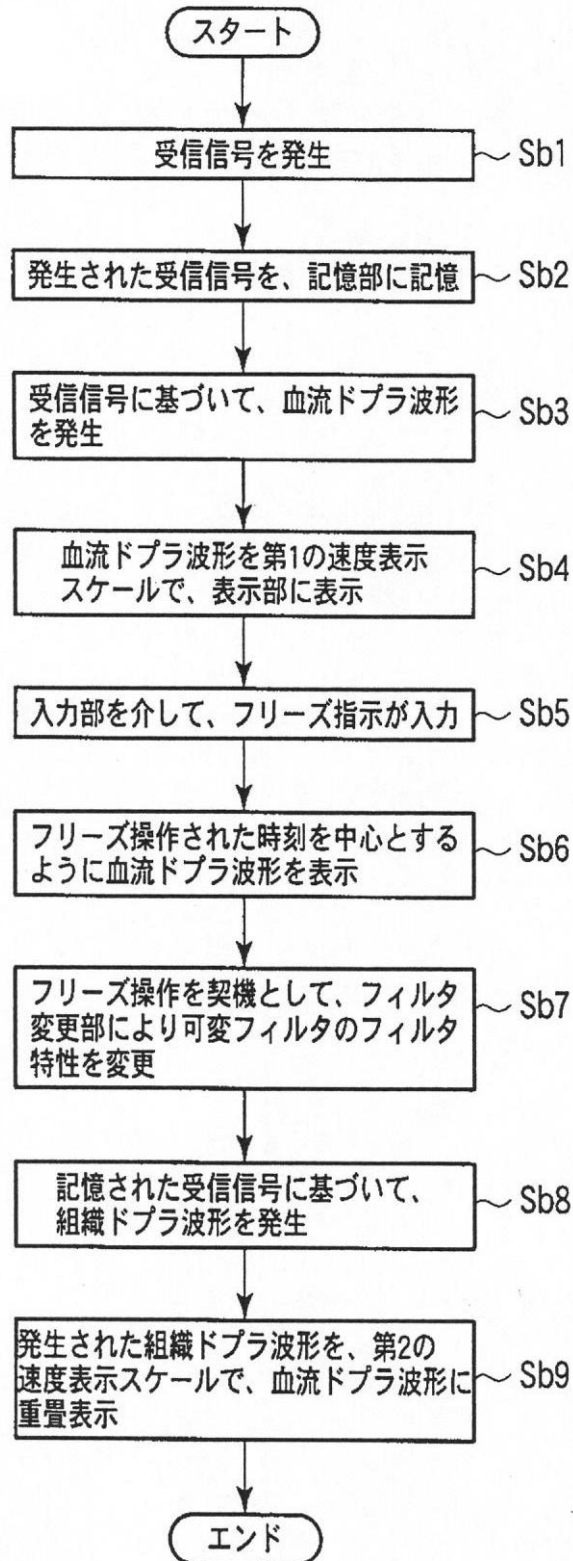
【図10】

図10



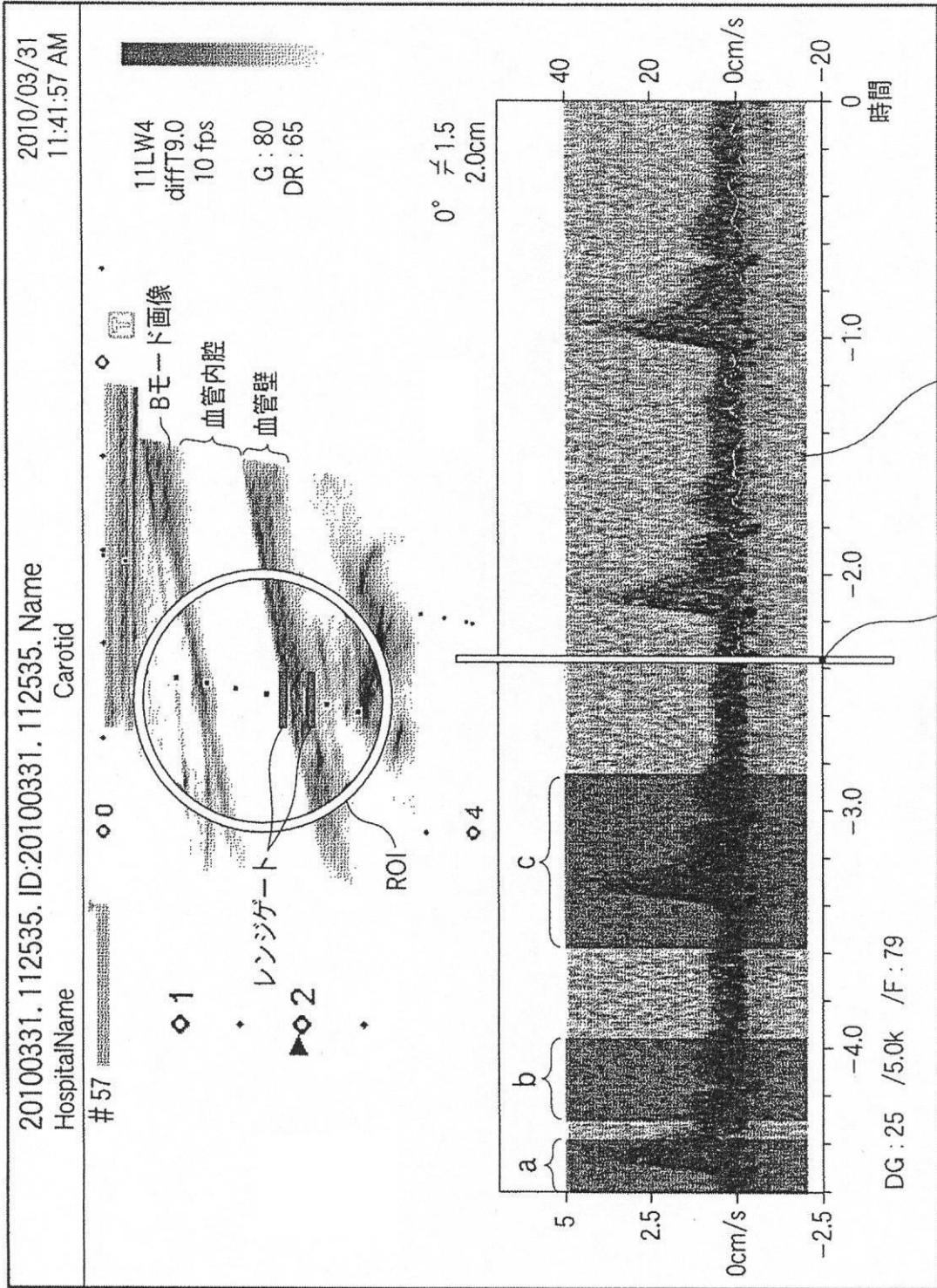
【図 11】

図 11



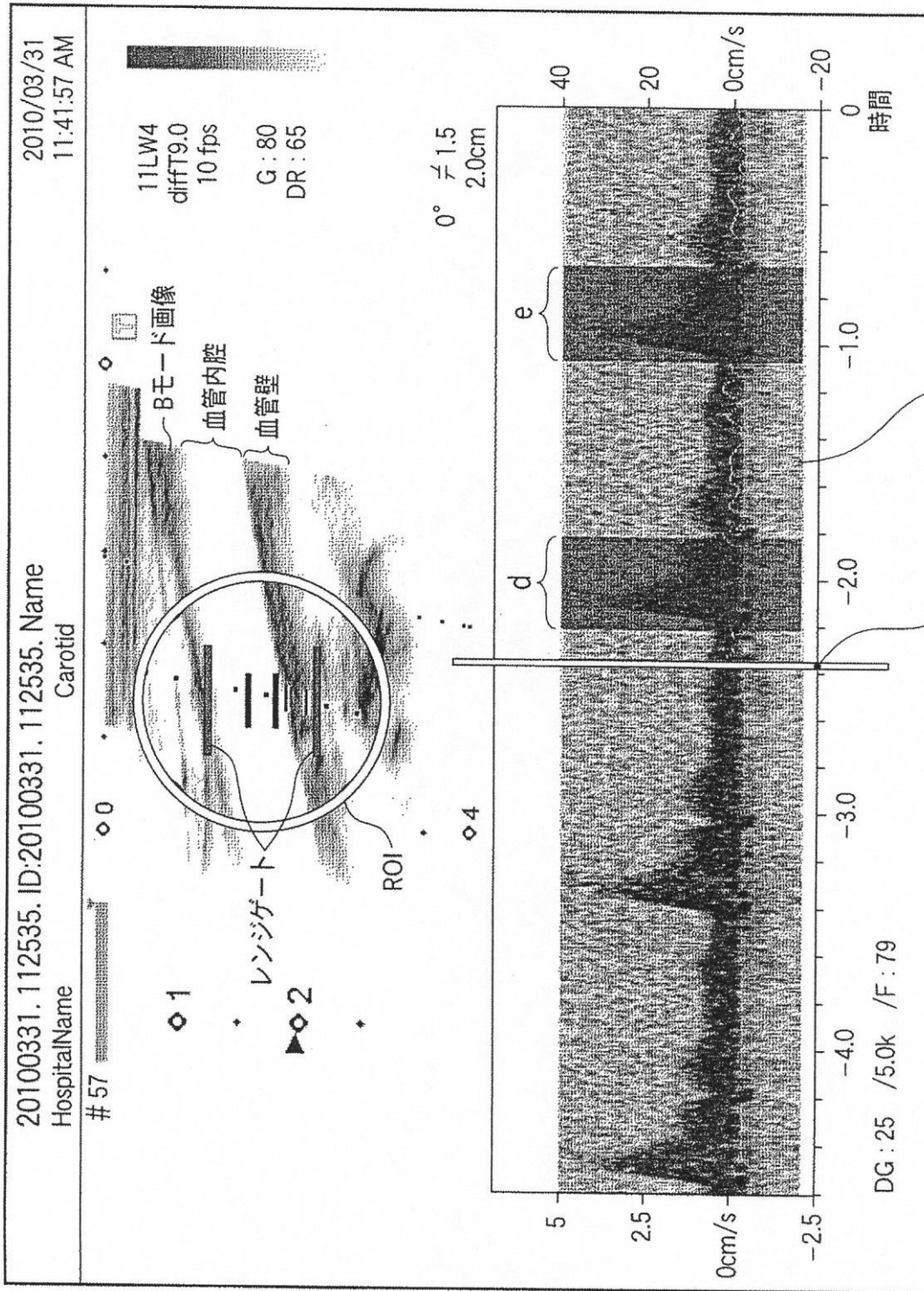
【 図 1 2 】

図 12



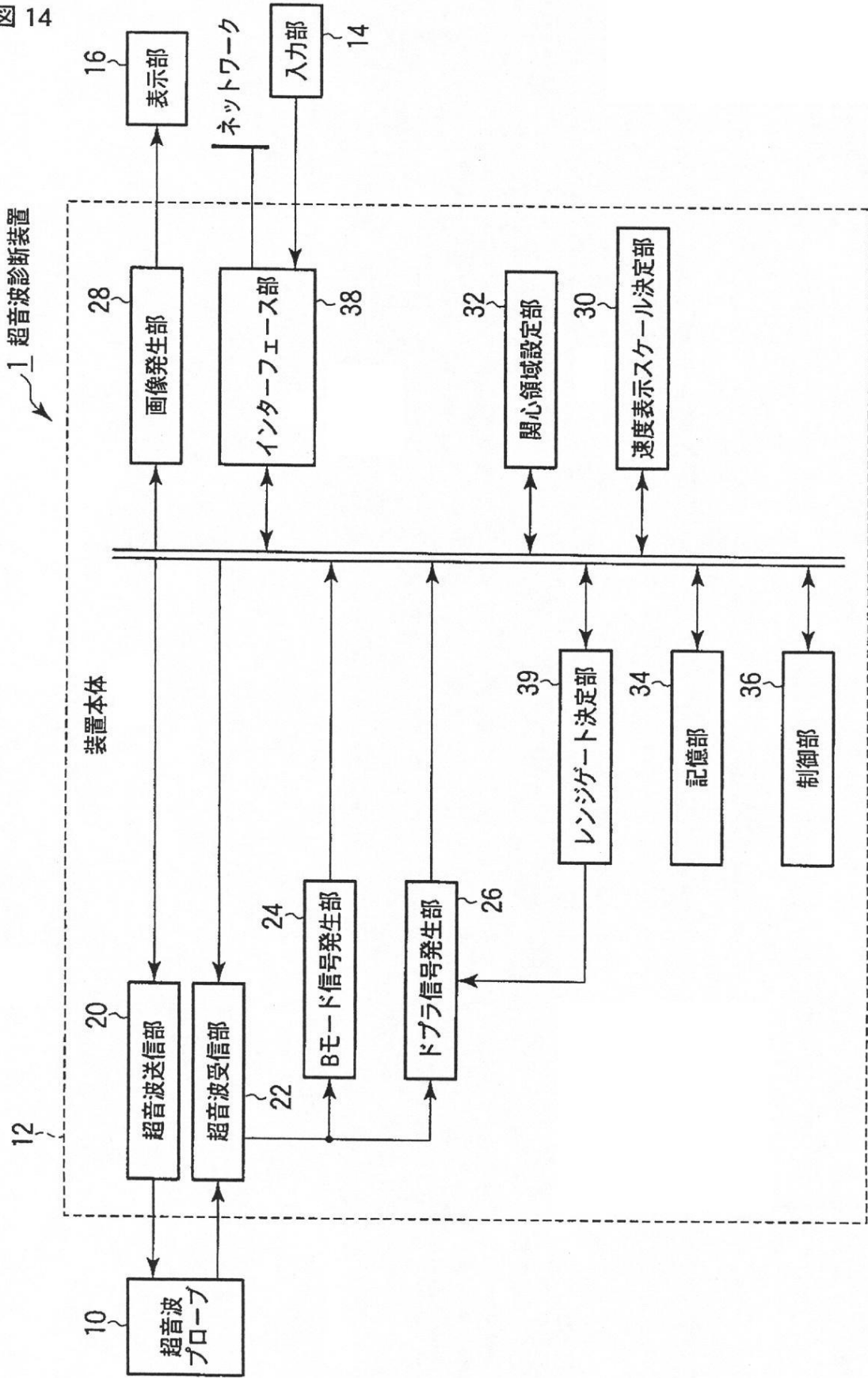
【 図 1 3 】

図 13



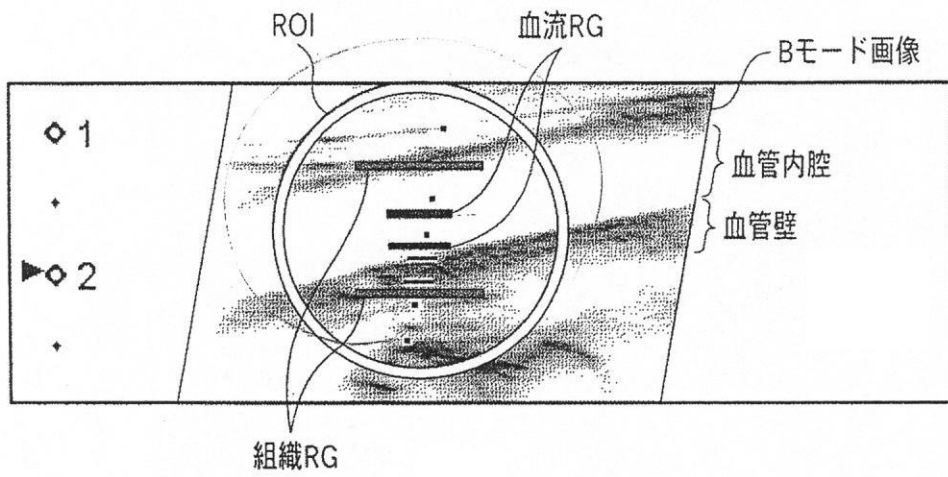
【図14】

図14



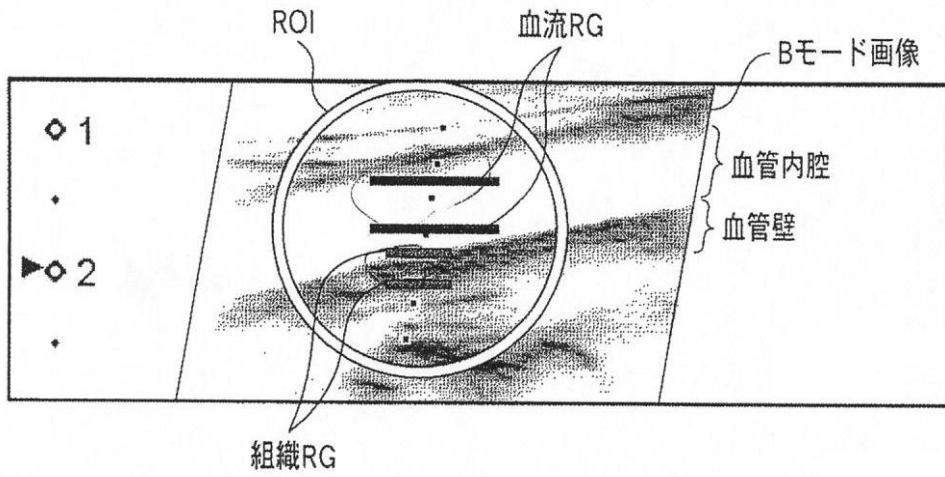
【図15】

図15



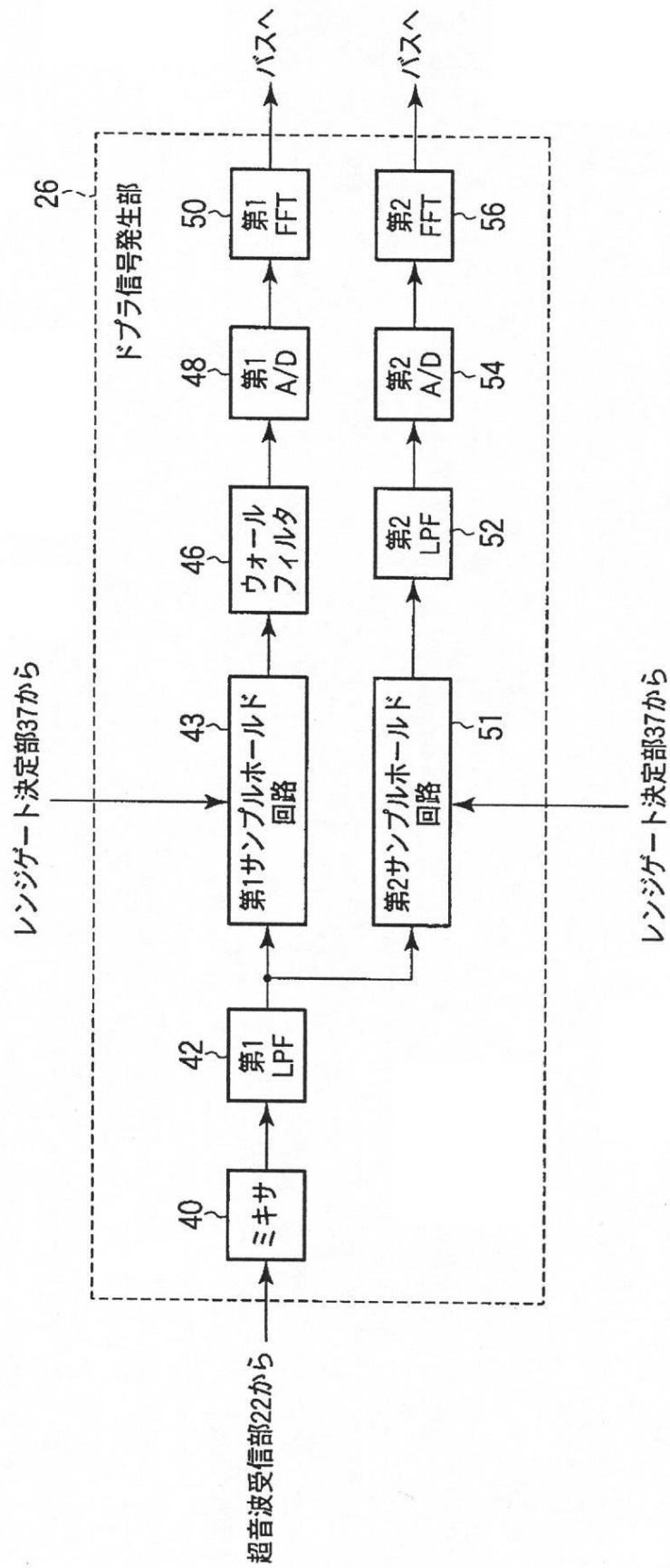
【図16】

図16



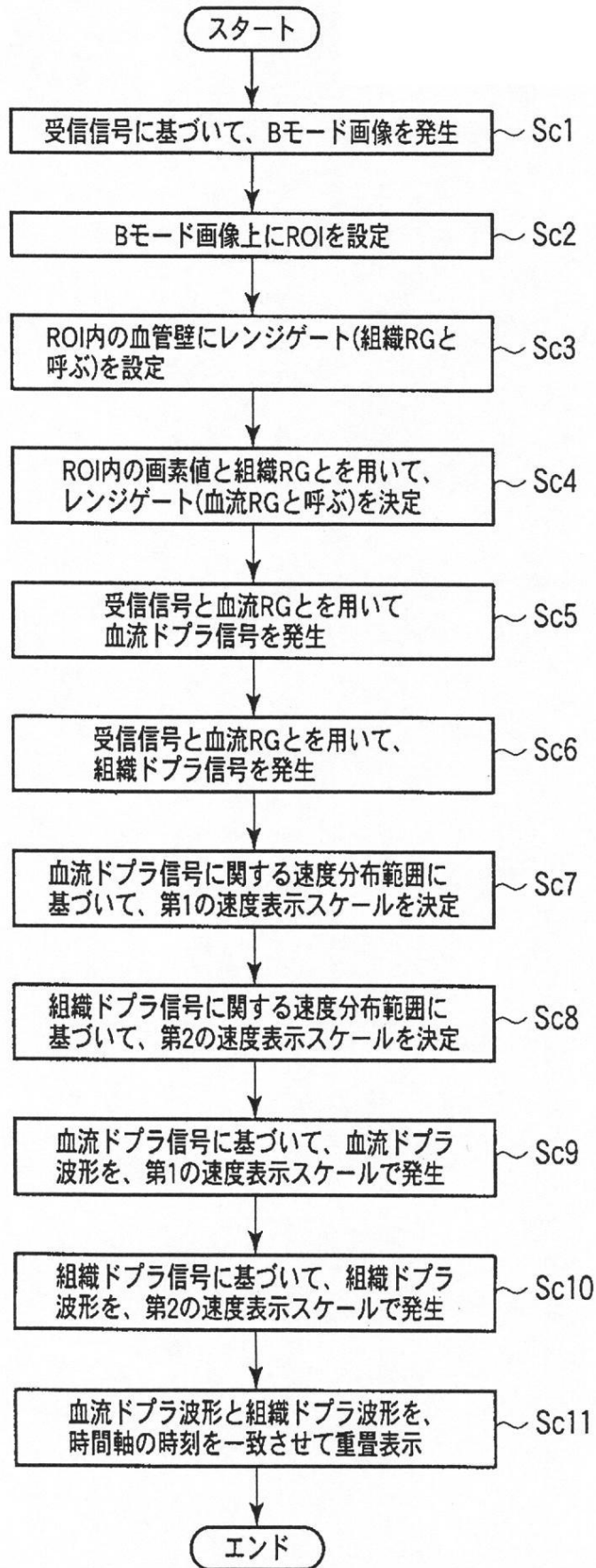
【図17】

図17



【図18】

図18



フロントページの続き

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74)代理人 100179062

弁理士 井上 正

(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 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 DD14 DE03 EE11 JB18 JB31 JB33 JB49 JC21 JC37

KK01 KK02 KK17 KK24 KK29 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015134185A	公开(公告)日	2015-07-27
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		
[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	JP5996694B2		
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。

(21) 出願番号	特願2015-38408 (P2015-38408)	(71) 出願人	00003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成27年2月27日 (2015.2.27)	(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
(62) 分割の表示	特願2011-126732 (P2011-126732) の分割	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
原出願日	平成23年6月6日 (2011.6.6)	(74) 代理人	100103034 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