

(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2012-139489  
(P2012-139489A)

(43) 公開日 平成24年7月26日(2012.7.26)

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

F I  
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 7 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2011-276302 (P2011-276302)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年12月16日 (2011.12.16)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2010-280797 (P2010-280797)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成22年12月16日 (2010.12.16)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	馬場 達朗
			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
		(72) 発明者	橋本 新一
			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 BB06 DD03 DE03 EE04 EE06 HH04 HH16 KK17

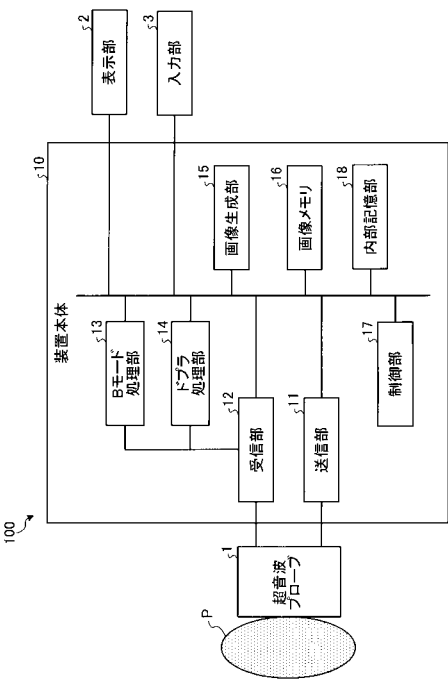
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】超音波の音速制約により生じるドブラスペクトル画像の画質の劣化を抑える。

【解決手段】実施系形態に係る超音波診断装置において、設定部は、複数の観測部位を設定する。距離判定部は、前記複数の観測部位のうち少なくとも1つの観測部位の走査線上における深さと所定の閾値とを比較する。スキャン切替部は、前記少なくとも1つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を下回っていた場合に、前記複数の観測部位それぞれに対して1回ずつ交互に超音波を送受信する第1のスキャンを行い、前記少なくとも1つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を上回っていた場合に、前記複数の観測部位のうち少なくとも1つの観測部位については複数回超音波を送受信して、前記複数の観測部位それぞれに対して交互に超音波を送受信する第2のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の観測部位を設定する設定部と、

前記複数の観測部位のうち少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さと所定の閾値とを比較する距離判定部と、

前記少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を下回っていた場合に、前記複数の観測部位それぞれに対して 1 回ずつ交互に超音波を送受信する第 1 のスキャンを行い、前記少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を上回っていた場合に、前記複数の観測部位のうち少なくとも 1 つの観測部位については複数回超音波を送受信して、前記複数の観測部位それぞれに対して交互に超音波を送受信する第 2 のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替えるスキャン切替部と、

前記第 1 のスキャン又は前記第 2 のスキャンにより受信された反射波データに基づいて、前記複数の観測部位それぞれにおける移動速度の経時的な変化を示すドブラスペクトラム画像をそれぞれ生成する画像生成部と、

前記ドブラスペクトル画像を表示する表示部と、

を備える、超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記距離判定部は、前記複数の観測部位のうち少なくとも 2 つの観測部位の走査線上における深さの合計と所定の閾値とを比較し、

前記スキャン切替部は、前記少なくとも 2 つの観測部位の走査線上における深さの合計が前記閾値を下回っていた場合に、前記第 1 のスキャンを行い、前記少なくとも 2 つの観測部位の走査線上における深さの合計が前記閾値を上回っていた場合に、前記第 2 のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記ドブラスペクトラム画像により示される移動速度とから得られる計測値を算出する計測値算出部と、

前記計測値を表示部に表示させる計測値表示部と、

をさらに備える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記距離判定部は、診断部位又は患者情報に基づいて前記閾値を設定して前記深さの判定を行う、請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記スキャン切替部は、前記ドブラスペクトル画像の速度レンジが所定の速度閾値を下回った場合に、前記第 2 のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記スキャン切替部は、前記ドブラスペクトル画像に折り返しが生じているか否かを検出し、折り返しが生じていることを検出した場合に、前記第 2 のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

超音波診断装置の制御方法であって、

前記超音波診断装置の制御部が、

複数の観測部位を設定し、

前記複数の観測部位のうち少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さと所定の閾値とを比較し、

前記少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を下回っていた場合に、前記複数の観測部位それぞれに対して 1 回ずつ交互に超音波を送受信する第 1 のスキャンを行い、前記少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を上回っていた場合に、前記複数の観測部位のうち少なくとも 1 つの観測部位については複数回超

10

20

30

40

50

音波を送受信して、前記複数の観測部位それぞれに対して交互に超音波を送受信する第2のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替え、

前記第1のスキャン又は前記第2のスキャンにより受信された反射波データに基づいて、前記複数の観測部位それぞれにおける移動速度の経時的な変化を示すドブラスペクトラム画像をそれぞれ生成し、

前記ドブラスペクトル画像を表示部に表示させる、

ことを含む、制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、Bモード画像などの血管像上に血流情報の観察部位としてレンジゲートを設定し、そのレンジゲートにおける血流速度の経時的な変化を示すドブラスペクトラム画像を表示する超音波診断装置が知られている。また、かかる超音波診断装置によって、複数箇所に設定されたレンジゲートそれぞれにおけるドブラスペクトル画像を表示するデュアルドブラ技術も知られている。

【0003】

ここで、デュアルドブラ技術で用いられるスキャン方式として、インターリーブスキャン及びセグメントスキャンがある。インターリーブスキャンは、複数箇所に設定されたレンジゲートそれぞれに対して1回ずつ交互に超音波を送受信することで、各レンジゲートにおける血流情報を取得する方式である。また、セグメントスキャンは、複数箇所に設定されたレンジゲートそれぞれに対して複数回ずつ交互に超音波を送受信することで、各レンジゲートにおける血流情報を取得する方式である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平9-206303号公報

【特許文献2】特開平6-7352号公報

【特許文献3】特開2008-92981号公報

【特許文献4】特開平11-94932号公報

【特許文献5】特開平6-7348号公報

【特許文献6】特開2009-136446号公報

【特許文献7】特開2007-202617号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した従来技術では、超音波の音速制約によって、良好なドブラスペクトル画像が得られない場合があった。例えば、インターリーブスキャンでは、速度レンジが制約されて低くなるため、被検体の深部に流れる速い血流に関するドブラスペクトラム画像に折り返し現象が発生しやすい。また、セグメントスキャンでは、1つのレンジゲートに連続して超音波を送受信している間は、その他のレンジゲートには超音波が送受信されない。そのため、各レンジゲートにおけるドブラスペクトラム画像に周期的なデータの欠落が発生し、この欠落によって画像の劣化が生じる場合があった。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波診断装置は、設定部と、距離判定部と、スキャン切替部と、画像生成部と、表示部とを備える。設定部は、複数の観測部位を設定する。距離判定部は、前記複数の観測部位のうち少なくとも1つの観測部位の走査線上における深さと所定の閾値

10

20

30

40

50

とを比較する。スキャン切替部は、前記少なくとも1つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を下回っていた場合に、前記複数の観測部位それぞれに対して1回ずつ交互に超音波を送受信する第1のスキャンを行い、前記少なくとも1つの観測部位の走査線上における深さが前記閾値を上回っていた場合に、前記複数の観測部位のうち少なくとも1つの観測部位については複数回超音波を送受信して、前記複数の観測部位それぞれに対して交互に超音波を送受信する第2のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。画像生成部は、前記第1のスキャン又は前記第2のスキャンにより受信された反射波データに基づいて、前記複数の観測部位それぞれにおける移動速度の経時的な変化を示すドブラスペクトラム画像をそれぞれ生成する。表示部は、前記ドブラスペクトル画像を表示する。

10

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本実施形態に係る制御部の機能構成を示すブロック図である。

【図3A】図3Aは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるシングルブラモードを説明するための図(1)である。

【図3B】図3Bは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるシングルブラモードを説明するための図(2)である。

【図4A】図4Aは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるシングルブラモードを説明するための図(1)である。

20

【図4B】図4Bは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるシングルブラモードを説明するための図(2)である。

【図5A】図5Aは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるデュアルドブラモードを説明するための図(1)である。

【図5B】図5Bは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるデュアルドブラモードを説明するための図(2)である。

【図6A】図6Aは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるデュアルドブラモードを説明するための図(1)である。

【図6B】図6Bは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるデュアルドブラモードを説明するための図(2)である。

30

【図7A】図7Aは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるデュアルドブラモードを説明するための図(1)である。

【図7B】図7Bは、本実施形態に係る超音波診断装置におけるデュアルドブラモードを説明するための図(2)である。

【図8】図8は、本実施形態に係る距離判定部による距離の判定を説明するための図である。

【図9】図9は、本実施形態に係るインターリーブスキャンのシーケンスを示す図である。

【図10】図10は、本実施形態に係るインターリーブスキャンにおける処理の流れを示す図である。

40

【図11】図11は、左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンのシーケンスを示す図である。

【図12】図12は、左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンにおける処理の流れを示す図である。

【図13】図13は、本実施形態に係るセグメントスキャンのシーケンスを示す図である。

【図14】図14は、本実施形態に係るセグメントスキャンにおける処理の流れを示す図である。

【図15】図15は、超音波の音速制約を説明するための図である。

【図16】図16は、本実施形態に係る計測値表示部による計測値の表示の一例を示す図

50

である。

【図 17】図 17 は、本実施形態に係る計測値算出部による計測値の算出の一例を示す図である。

【図 18】図 18 は、本実施形態に係る計測値表示部による計測値の表示の一例を示す図である。

【図 19 A】図 19 A は、本実施形態に係る計測値算出部による計測値の算出の一例を示す図 (1) である。

【図 19 B】図 19 B は、本実施形態に係る計測値算出部による計測値の算出の一例を示す図 (2) である。

【図 19 C】図 19 C は、本実施形態に係る計測値算出部による計測値の算出の一例を示す図 (3) である。

【図 20】図 20 は、本実施形態に係る超音波診断装置による B / D 同時スキャンの処理手順を示すフローチャートである。

【図 21】図 21 は、本実施形態に係る超音波診断装置による自動計測処理の処理手順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】

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 100 の構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 1 と、表示部 2 と、入力部 3 と、装置本体 10 とを有する。

【0009】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層及び音響レンズ、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材などを有する。かかる超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【0010】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが血流や心臓壁などの移動体の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して周波数偏移 (ドプラ偏移) を受ける。

【0011】

なお、本実施形態は、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 次元超音波プローブである超音波プローブ 1 により、被検体 P を 2 次元でスキャンする場合であっても、1 次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ 1 や複数の圧電振動子が格子状に 2 次元で配置された 2 次元超音波プローブである超音波プローブ 1 により、被検体 P を 3 次元でスキャンする場合であっても、適用可能である。

【0012】

入力部 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置 100 の操作者から各種要求を受け付け、受け付けた各種要求を装置本体 10 に転送する。

【0013】

例えば、操作者は、入力部 3 が有するトラックボールを用いて、B モード画像などの血管像上に血流情報の観察部位を示すレンジゲートの設定を行なう。また、例えば、操作者は、入力部 3 が有するパネルスイッチなどを用いて、B モード画像とドブラスペクトル画

10

20

30

40

50

像とを表示する B / D 同時スキンの開始要求及び終了要求を行う。

【 0 0 1 4 】

表示部 2 は、超音波診断装置 1 0 0 の操作者が入力部 3 を用いて各種要求を入力するための G U I ( Graphical User Interface ) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像などを表示したりする。

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する。具体的には、装置本体 1 0 は、送信部 1 1 と、受信部 1 2 と、B モード処理部 1 3 と、ドプラ処理部 1 4 と、画像生成部 1 5 と、画像メモリ 1 6 と、制御部 1 7 と、内部記憶部 1 8 とを有する。

【 0 0 1 6 】

送信部 1 1 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定の繰り返し周波数 ( P R F : Pulse Repetition Frequency ) の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。なお、P R F は、レート周波数とも呼ばれる。送信遅延回路は、パルサ回路が発生する各レートパルスに対して、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 ( 駆動パルス ) を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 7 】

なお、送信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 8 】

ここで、送信遅延時間は、超音波ビームの送信フォーカスの音響レンズからの位置 ( 深さ ) によって決定される。そして、送信部 1 1 は、送信遅延時間を用いることで、超音波の送信における送信指向性を制御する。

【 0 0 1 9 】

受信部 1 2 は、アンプ回路、A / D 変換器、受信遅延回路、加算器などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間が与えられた反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 2 0 】

ここで、受信遅延時間は、超音波ビームの受信フォーカスの音響レンズからの位置 ( 深さ ) によって決定される。そして、受信部 1 2 は、受信遅延時間を用いることで、超音波の受信における受信指向性を制御する。

【 0 0 2 1 】

また、本実施形態にかかる超音波プローブ 1 は、送信フォーカス及び受信フォーカスの位置に応じて、送受信に用いる圧電振動子 ( 送信用口径及び受信用口径 ) を変更することが可能である。例えば、近い位置からの反射波信号を受信する際には、強い受信フォーカスをつけるために、受信する振動子の数を少なくしておき、中央部分の圧電振動子で受信した反射波信号のみが超音波画像の生成に用いられるように、小さな受信用口径が受信条件として決定される。また、遠い位置からの反射波信号を受信する際には、圧電振動子の口径が大きいほど受信フォーカスを強くできるので、距離に応じて受信用口径を大きくす

10

20

30

40

50

るように受信条件が決定される。

【0022】

Bモード処理部13は、受信部12によって生成された反射波データに対して対数増幅、包絡線検波処理などを行うことで、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

【0023】

ドブラ処理部14は、受信部12によって生成された反射波データから速度情報を周波数解析することでドブラ偏移を抽出し、ドブラ偏移を用いることで、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。

10

【0024】

なお、本実施形態に係るBモード処理部13及びドブラ処理部14は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。

【0025】

画像生成部15は、Bモード処理部13及びドブラ処理部14によって生成されたデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像生成部15は、Bモード処理部13によって生成されたBモードデータから、反射波の強度を輝度で表したBモード画像を生成する。または、画像生成部15は、Bモード処理部13によって生成された所定のスキャンラインにおけるBモードデータから、所定のスキャンラインにおける反射波強度の時系列に沿った変化を輝度にて表したMモード画像を生成する。

20

【0026】

また、画像生成部15は、ドブラ処理部14によって生成されたドブラデータから、移動体情報（血流情報や組織の移動情報）を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。さらに、画像生成部15は、ドブラ処理部14によって生成されたドブラデータから、移動体の速度情報（血流の速度情報や組織の速度情報）を時系列に沿ってプロットしたドブラスペクトラム画像を生成する。

【0027】

画像メモリ16は、画像生成部15が生成した超音波画像を記憶するメモリである。また、画像メモリ16は、Bモード処理部13やドブラ処理部14によって生成されたデータを記憶することも可能である。

30

【0028】

内部記憶部18は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見など）、診断プロトコル、各種ボディーマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部18は、必要に応じて、画像メモリ16によって記憶される画像の保管などにも使用される。また、内部記憶部18によって記憶されるデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0029】

制御部17は、超音波診断装置100の処理全体を制御する。具体的には、制御部17は、入力部3を介して操作者から入力された各種要求や、内部記憶部18から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づいて、送信部11、受信部12、Bモード処理部13、ドブラ処理部14、画像生成部15の処理を制御する。また、制御部17は、画像メモリ16によって記憶される超音波画像や、画像生成部15によって行われる各種処理を指定するためのGUIなどを表示部2に表示するよう制御する。

40

【0030】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置100の構成について説明した。このような構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置100では、制御部17が、血流情報の観測部位として設定された少なくとも2つのレンジゲートについて、第1のレンジゲートから超音波プローブまでの距離と第2のレンジゲートから超音波プローブまでの距離との合計

50

長が閾値未満であるか否かを判定する。また、制御部 17 は、距離の合計長が閾値未満であると判定された場合にはインターリーブスキャンを行い、距離の合計長が閾値以上であると判定された場合にはセグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。また、画像生成部 15 が、セグメントスキャン又はインターリーブスキャンにより受信された反射波データに基づいて、第 1 のレンジゲートにおける血流速度の経時的な変化を示す第 1 のドプラスペクトラム画像と第 2 のレンジゲートにおける血流速度の経時的な変化を示す第 2 のドプラスペクトル画像とをそれぞれ生成する。そして、表示部 2 が、画像生成部 15 により生成された第 1 のドプラスペクトラム画像及び第 2 のドプラスペクトル画像を表示する。

#### 【0031】

10

すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、複数箇所に設定されたレンジゲートそれぞれにおけるドプラスペクトル画像を表示する場合に、各レンジゲートの深さの合計に応じて、インターリーブスキャンとセグメントスキャンとを自動的に切り替える。ここで、インターリーブスキャンは、第 1 のレンジゲート及び第 2 のレンジゲートそれぞれに対して 1 回ずつ交互に超音波を送受信する方式である。また、セグメントスキャンは、第 1 のレンジゲート及び第 2 のレンジゲートそれぞれに対して複数回ずつ交互に超音波を送受信する方式である。

#### 【0032】

20

以下では、かかる超音波診断装置 100 について詳細に説明する。なお、本実施形態では、超音波診断装置 100 は、B モード画像の血管像上に血流情報の観察部位として 2 つのレンジゲートを設定し、各レンジゲートにおけるドプラスペクトル画像をそれぞれ表示する。このように、2 つのレンジゲートそれぞれにおけるドプラスペクトル画像を表示する表示モードを以下ではデュアルドプラモードと呼ぶ。なお、超音波診断装置 100 は、2 つのレンジゲートにおけるドプラスペクトル画像を 1 つずつ表示することも可能である。このように、2 つのレンジゲートにおけるドプラスペクトル画像を 1 つずつ表示する表示モードを以下ではシングルドプラモードと呼ぶ。

#### 【0033】

30

また、超音波診断装置 100 は、診断対象の臓器や診断の種類に応じて各種のアプリケーションを実行することができる。本実施形態では、超音波診断装置 100 が、心臓の診断用のアプリケーションと頸動脈の診断用のアプリケーションとを実行する場合について説明する。さらに、超音波診断装置 100 は、診断部位に応じて、ドプラスペクトル画像の表示態様を切り替えることができる。本実施形態では、診断部位が心臓の左室流入血流 (Left Ventricular Inflow: L V I) 及び左室流出血流 (Left Ventricular Outflow: L V O) である場合と、心臓の左室流入血流ピーク速度 (E) 及び僧帽弁輪移動速度 (e') である場合と、頸動脈の総頸動脈 (Common Carotid Artery: C C A) 及び内頸動脈 (Internal Carotid Artery: I C A) である場合とについて説明する。

#### 【0034】

40

次に、本実施形態に係る制御部 17 について詳細に説明する。図 2 は、本実施形態に係る制御部 17 の機能構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、制御部 17 は、表示制御部 17 a と、設定部 17 f と、距離判定部 17 b と、スキャン切替部 17 c と、計測値算出部 17 d と、計測値表示部 17 e とを有する。

#### 【0035】

表示制御部 17 a は、入力部 3 を介して操作者から各種要求を受け付け、受け付けた各種要求に応じて、画像メモリ 16 によって記憶される超音波画像や、画像生成部 15 によって行われる各種処理を指定するための GUI などを表示部 2 に表示させる。また、超音波診断装置 100 は、入力部 3 が有するタッチコマンドスクリーンを介して、上述した表示モード、アプリケーション及び診断部位を選択する操作を操作者から受け付ける。

#### 【0036】

例えば、表示制御部 17 a は、タッチスクリーン上に「Dual Doppler」ボタン、「PWD 1」ボタン、「PWD 2」ボタンを表示させる。「Dual Doppl

50

er」ボタンは、シングルモード又はデュアルモードの選択と、診断部位の選択とを操作者から受け付けるためのボタンである。この「Dual Doppler」は、操作者によって押下されるたびに、「Dual Doppler(off)」、「Dual Doppler(LVI/LVO)」、「Dual Doppler(E/e')」の順で表示を切り替える。

【0037】

また、「PWD1」ボタン及び「PWD2」ボタンは、2つのレンジゲートのうちいずれかを選択する操作を操作者から受け付けるためのボタンである。これら「PWD1」ボタン及び「PWD2」ボタンは、「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler(off)」の状態では「PWD1」及び「PWD2」と表示され、「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler(LVI/LVO)」の状態では「PWD1(LVI)」及び「PWD2(LVO)」と表示され、「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler(E/e')」の状態では「PWD1(E)」及び「PWD2(e')」と表示される。

【0038】

そして、例えば、表示制御部17aは、操作者からB/D同時スキャンの開始要求を受け付けた場合には、画像生成部15によって生成されたBモード画像及びドプラスペクトラム画像を表示部2に表示させる。また、表示制御部17aは、表示部2に表示されたBモード画像上に、超音波の送受信方向を示す2本のスキャンラインを表示する。また、表示制御部17aは、各スキャンライン上にレンジゲートを表示する。なお、表示制御部17aは、入力部3が有するトラックボールを介して操作者から受け付けた操作に応じて、各スキャンラインを走査方向に移動させたり、各レンジゲートの位置をスキャンラインに沿って移動させたりする。

【0039】

ここで、表示制御部17aは、操作者によって選択された表示モードやアプリケーション、診断部位に応じて、Bモード画像上に表示するスキャンライン及びレンジゲートの位置や、ドプラスペクトラム画像の種類を変化させる。例えば、スキャンライン及びレンジゲートの位置は、あらかじめアプリケーション及び診断部位ごとに定義されたプリセット情報に基づいて決められる。

【0040】

図3A、3B、4A及び4Bは、本実施形態に係る超音波診断装置100におけるシングルモードを説明するための図である。図3A、3B、4A及び4Bは、心臓の診断用のアプリケーションが選択され、診断部位として左室流入血流及び左室流出血流が選択された場合を示している。なお、図3A及び4Aは、表示部2が有する表示領域を示しており、図3B及び4Bは、タッチコマンドスクリーンを示している。

【0041】

図3A、3B、4A及び4Bに示すように、心臓の診断用のアプリケーションが選択され、診断部位として左室流入血流及び左室流出血流が選択された場合には、表示制御部17aは、表示部2にBモード画像31を表示し、そのBモード画像31上に2本のスキャンラインPWD1及びPWD2を表示する。また、表示制御部17aは、スキャンラインPWD1上にレンジゲートRG1を表示し、スキャンラインPWD2上にレンジゲートRG2を表示する。このとき、表示制御部17aは、左室流入血流の位置にレンジゲートRG1が配置され、左室流出血流の位置にレンジゲートRG2が配置されるように、スキャンラインPWD1及びPWD2並びにレンジゲートRG1及びRG2を表示する。

【0042】

そして、例えば、図3A及び3Bに示すように、タッチコマンドスクリーンに表示された「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler(off)」の状態では、「PWD1」ボタンが押下された場合には、表示制御部17aは、表示部2が有する表示領域上に、スキャンラインPWD1上に設定されたレンジゲートRG1におけるドプラスペクトル画像32を表示させる。なお、この状態では、表示制御部17aは、スキ

キャンライン PWD 1 及びレンジゲート R G 1 に対する操作を受け付け可能な状態にする。

【0043】

また、例えば、図 4 A 及び 4 B に示すように、タッチコマンドスクリーンに表示された「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler (off)」の状態  
で、「PWD 2」ボタンが選択された場合には、表示制御部 17 a は、表示部 2 が有する  
表示領域上に、スキャンライン PWD 2 上に設定されたレンジゲート R G 2 におけるド  
ブラスペクトル画像 4 2 を表示させる。なお、この状態では、表示制御部 17 a は、スキャ  
ンライン PWD 2 及びレンジゲート R G 2 に対する操作を受け付け可能な状態にする。

【0044】

図 5 A、5 B、6 A、6 B、7 A、7 B 及び 7 C は、本実施形態に係る超音波診断装置  
100 におけるデュアルドプラモードを説明するための図である。図 5 A 及び 5 B は、心  
臓の診断用のアプリケーションが選択され、診断部位として左室流入血流及び左室流出  
血流が選択された場合を示している。また、図 6 A 及び 6 B は、心臓の診断用のアプリケー  
ションが選択され、診断部位として左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択  
された場合を示している。また、図 7 A、7 B 及び 7 C は、頸動脈の診断用のアプリケー  
ションが選択され、診断部位として総頸動脈及び内頸動脈が選択された場合を示している  
。

10

【0045】

図 5 A 及び 5 B に示すように、心臓の診断用のアプリケーションが選択され、診断部位  
として左室流入血流及び左室流出血流が選択された場合には、表示制御部 17 a は、表示  
部 2 に心臓の B モード画像 5 1 を表示し、その B モード画像 5 1 上に 2 本のスキャンライ  
ン PWD 1 及び PWD 2 を表示する。また、表示制御部 17 a は、スキャンライン PWD  
1 上にレンジゲート R G 1 を表示し、スキャンライン PWD 2 上にレンジゲート R G 2 を  
表示する。このとき、表示制御部 17 a は、左室流入血流の位置にレンジゲート R G 1 が  
配置され、左室流出血流の位置にレンジゲート R G 2 が配置されるように、スキャンライ  
ン PWD 1 及び PWD 2 並びにレンジゲート R G 1 及び R G 2 を表示する。

20

【0046】

そして、例えば、図 5 A 及び 5 B に示すように、タッチコマンドスクリーンに表示され  
た「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler (LVI / LVO  
)」の状態である場合には、表示制御部 17 a は、表示部 2 が有する表示領域上に、レン  
ジゲート R G 1 における正側の速度成分を示すドブラスペクトル画像 5 2 と、レンジゲ  
ート R G 2 における負側の速度成分を示すドブラスペクトル画像 5 3 とを上下に配置して表  
示させる。なお、この状態で、「PWD 1」ボタンが押下された場合には、表示制御部 1  
7 a は、スキャンライン PWD 1 及びレンジゲート R G 1 に対する操作を受け付け可能な  
状態にする。一方、「PWD 2」ボタンが押下された場合には、表示制御部 17 a は、ス  
キャンライン PWD 2 及びレンジゲート R G 2 に対する操作を受け付け可能な状態にする  
。

30

【0047】

また、図 6 A 及び 6 B に示すように、心臓の診断用のアプリケーションが選択され、診  
断部位として左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合には、表示  
制御部 17 a は、表示部 2 に心臓の B モード画像 6 1 を表示し、その B モード画像 6 1 上  
に 2 本のスキャンライン PWD 1 及び PWD 2 を表示する。また、表示制御部 17 a は、  
スキャンライン PWD 1 上にレンジゲート R G 1 を表示し、スキャンライン PWD 2 上に  
レンジゲート R G 2 を表示する。このとき、表示制御部 17 a は、左室流入血流の位置に  
レンジゲート R G 1 が配置され、僧帽弁輪の位置にレンジゲート R G 2 が配置されるよう  
に、スキャンライン PWD 1 及び PWD 2 並びにレンジゲート R G 1 及び R G 2 を表示す  
る。

40

【0048】

そして、例えば、図 6 A 及び 6 B に示すように、タッチコマンドスクリーンに表示され  
た「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler (E / e')」の

50

状態である場合には、表示制御部 17 a は、表示部 2 が有する表示領域上に、レンジゲート R G 1 における左室流入血流ピーク速度のドブラスペクトル画像 6 2 と、僧帽弁輪移動速度のドブラスペクトル画像 6 3 とを上下に配置して表示させる。なお、この状態で、「P W D 1」ボタンが押下された場合には、表示制御部 17 a は、スキャンライン P W D 1 及びレンジゲート R G 1 に対する操作を受け付け可能な状態にする。一方、「P W D 2」ボタンが押下された場合には、表示制御部 17 a は、スキャンライン P W D 2 及びレンジゲート R G 2 に対する操作を受け付け可能な状態にする。

【0049】

また、例えば、図 7 A 及び 7 B に示すように、頸動脈の診断用のアプリケーションが選択され、診断部位として総頸動脈及び内頸動脈が選択された場合には、表示制御部 17 a は、表示部 2 に頸動脈の B モード画像 7 1 を表示し、その B モード画像 7 1 上に 2 本のスキャンライン P W D 1 及び P W D 2 を表示する。また、表示制御部 17 a は、スキャンライン P W D 1 上にレンジゲート R G 1 を表示し、スキャンライン P W D 2 上にレンジゲート R G 2 を表示する。このとき、表示制御部 17 a は、総頸動脈の位置にレンジゲート R G 1 が配置され、内頸動脈の位置にレンジゲート R G 2 が配置されるように、スキャンライン P W D 1 及び P W D 2 並びにレンジゲート R G 1 及び R G 2 を表示する。

【0050】

そして、例えば、図 7 A 及び 7 B に示すように、タッチコマンドスクリーンに表示された「Dual Doppler」ボタンが「Dual Doppler (C C A / I C A)」の状態である場合には、表示制御部 17 a は、表示部 2 が有する表示領域上に、レンジゲート R G 1 における総頸動脈のドブラスペクトル画像 7 2 と、内頸動脈のドブラスペクトル画像 7 3 とを上下に配置して表示させる。なお、この状態で、「P W D 1」ボタンが押下された場合には、表示制御部 17 a は、スキャンライン P W D 1 及びレンジゲート R G 1 に対する操作を受け付け可能な状態にする。一方、「P W D 2」ボタンが押下された場合には、表示制御部 17 a は、スキャンライン P W D 2 及びレンジゲート R G 2 に対する操作を受け付け可能な状態にする。

【0051】

図 2 の説明にもどって、設定部 17 f は、複数の観測部位を設定する。本実施形態では、設定部 17 f は、表示制御部 17 a によって表示部 2 に表示されたレンジゲートの位置に基づいて、観測部位を設定する。具体的には、設定部 17 f は、表示部 2 に表示された B モード画像上でレンジゲートが位置付けられた箇所を、観測部位として設定する。

【0052】

距離判定部 17 b は、複数の観測部位のうち少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さと所定の閾値とを比較する。本実施形態では、距離判定部 17 b は、複数の観測部位のうち少なくとも 2 つの観測部位の走査線上における深さの合計と所定の閾値とを比較する。

【0053】

具体的には、距離判定部 17 b は、血流情報の観測部位として設定された少なくとも 2 つのレンジゲートについて、第 1 のレンジゲートから超音波プローブまでの距離と第 2 のレンジゲートから超音波プローブまでの距離との合計長が閾値未満であるか否かを判定する。

【0054】

図 8 は、本実施形態に係る距離判定部 17 b による距離の判定を説明するための図である。図 8 に示すように、例えば、B モード画像 8 1 上に設定された 2 本のスキャンライン P W D 1 及び P W D 2 が設定されており、スキャンライン P W D 1 上にレンジゲート R G 1 が設定され、スキャンライン P W D 2 上にレンジゲート R G 2 が設定されていたとする。この場合には、距離判定部 17 b は、超音波プローブ 1 のプローブ原点 8 0 からレンジゲート R G 1 までの距離 R 1 と、超音波プローブ 1 の原点 8 0 からレンジゲート R G 2 までの距離 R 2 とをそれぞれ算出する。そして、距離判定部 17 b は、算出した距離 R 1 と距離 R 2 との合計長を算出し、その合計長が所定の閾値未満であるか否かを判定する。

## 【 0 0 5 5 】

ここで、本実施形態では、距離判定部 17b は、診断部位に基づいて閾値を設定して距離の合計長の判定を行う。例えば、距離判定部 17b は、診断部位が心臓の左室流入血流及び左室流出血流である場合には、インターリーブスキャンを行った場合でも折り返しを生じないレンジゲートの深さの 2 倍の値を閾値として設定する。ここで、折り返しを生じないレンジゲートの深さは、例えば、あらかじめ実験的にレンジゲートの深さを少しずつ深くしながらインターリーブスキャンを行い、ドブラスペクトル画像に折り返しが発生した時点でのレンジゲートの深さより浅くすればよい。この深さから求められる閾値は、例えば、あらかじめ操作者によって所定の記憶部に格納される。そして、距離判定部 17b は、記憶部に格納されている閾値を取得して、距離の合計長の判定を行う。なお、診断部位が心臓の左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度である場合についても、同様に閾値を設定することができる。

10

## 【 0 0 5 6 】

また、例えば、距離判定部 17b は、診断部位が頸動脈の総頸動脈及び内頸動脈である場合には、設定し得るレンジゲートの深さの最大値の 2 倍より大きな値を閾値として設定する。これにより、頸動脈の総頸動脈及び内頸動脈の診断が行われる場合には、各レンジゲートから超音波プローブまでの距離の合計長が閾値以上となることがなくなるので、常にインターリーブスキャンでデータが収集されることになる。一般的に、頸動脈は体表から浅い位置にあるので、インターリーブスキャンでデータを収集しても、折り返し現象が発生する可能性が低く、十分な画質のドブラ画像が得られる。

20

## 【 0 0 5 7 】

なお、ここでは、診断部位に基づいて閾値を設定する場合について説明したが、例えば、距離判定部 17b は、患者情報に基づいて閾値を設定してもよい。例えば、距離判定部 17b は、診断が行われる際に操作者によって超音波診断装置 100 に入力された患者の性別や年齢に基づいて、閾値を設定する。例えば、ドブラの速度レンジは、加齢とともに低下することが知られている。そこで、例えば、距離判定部 17b は、患者の年齢が上がるにつれて値が低くなるように、閾値を設定する。

## 【 0 0 5 8 】

図 2 の説明にもどって、スキャン切替部 17c は、少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さが閾値を下回っていた場合に、複数の観測部位それぞれに対して 1 回ずつ交互に超音波を送受信する第 1 のスキャンを行い、少なくとも 1 つの観測部位の走査線上における深さが閾値を上回っていた場合に、複数の観測部位のうち少なくとも 1 つの観測部位については複数回超音波を送受信して、複数の観測部位それぞれに対して交互に超音波を送受信する第 2 のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。

30

## 【 0 0 5 9 】

本実施形態では、スキャン切替部 17c は、少なくとも 2 つの観測部位の走査線上における深さの合計が閾値を下回っていた場合に、第 1 のスキャンを行い、少なくとも 2 つの観測部位の走査線上における深さの合計が閾値を上回っていた場合に、第 2 のスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。

## 【 0 0 6 0 】

なお、第 2 のスキャンは、例えば、複数の観測部位それぞれに対して同じ数だけ超音波を送受信するものでもよいし、複数の観測部位それぞれに対して異なる数だけ超音波を送受信するものでもよい。例えば、第 2 のスキャンは、複数の観測部位のうち 1 つ又は複数の観測部位については 1 回ずつ超音波を送受信し、他の観測部位については複数回超音波を送受信してもよい。

40

## 【 0 0 6 1 】

ここで、各観測部位に何回ずつ送受信を行うかは、例えば、観測部位の深さによって決められる。一般的に、一方の観測部位の深さが深いほど、その観測部位に対して複数回超音波を送受信するのにかかる時間が長くなるため、他方の観測部位に関するドブラ波形に生じる空隙が大きくなってしまう。そこで、例えば、深い位置にある観測部位については

50

、浅い位置にある観測部位よりも送受信の回数を減らす。

【0062】

また、送受信の回数は、例えば、必要とされる測定精度によって決められてもよい。例えば、高精度の測定が必要な観測部位や、S/N比の悪い観測部位については、送受信の回数を増やすようにする。また、送受信の回数は、例えば、流速によって決められてもよい。例えば、ある観測部位の流速が低い場合には、その観測部位については1回ずつ超音波を送受信し、他の観測部位については複数回超音波を送受信するようにする。これにより、流速が低い観測部位については、時間間隔を空けて超音波を送受信することで、低い流速の検出を行うことができる。

【0063】

具体的には、スキャン切替部17cは、距離判定部17bにより距離の合計長が閾値未満であると判定された場合にインターリーブスキャンを行い、距離判定部17bにより距離の合計長が閾値以上であると判定された場合にセグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。ここで、インターリーブスキャン及びセグメントスキャンについて具体的に説明する。なお、ここでは、図8に示したレンジゲートRG1及びRG2からデータを収集する場合について説明する。

【0064】

まず、インターリーブスキャンについて説明する。図9は、本実施形態に係るインターリーブスキャンのシーケンスを示す図である。図9において、横軸は時間を示している。また、Txは、超音波プローブ1から送信される超音波のPRFと送信タイミングとを示している。また、Rxは、超音波プローブ1により反射波が受信されるタイミングを示している。また、D1は、RG1におけるドプラスペクトル画像用のデータがサンプリングされるタイミングを示している。また、D2は、RG2におけるドプラスペクトル画像用のデータがサンプリングされるタイミングを示している。

【0065】

インターリーブスキャンでは、レンジゲートRG1及びレンジゲートRG2それぞれに対して1回ずつ交互に超音波が送受信される。例えば、図9に示すように、インターリーブスキャンでは、スキャンラインPWD1に沿ってPRFが8kHzの超音波が送信され、スキャンラインPWD2に沿ってPRFが4kHzの超音波が送信される。ここで、スキャンラインPWD1に対する送信とスキャンラインPWD2に対する送信とは、1回ずつ交互に行われる。

【0066】

また、インターリーブスキャンでは、例えば、レンジゲートRG1の反射波とレンジゲートRG2の反射波とが交互に受信される。そして、例えば、RG1におけるドプラスペクトル画像用のデータとRG2におけるドプラスペクトル画像用のデータとが、それぞれ2.7kHzの周期でサンプリングされる。なお、インターリーブスキャンでは、レンジゲートRG1及びRG2の位置に応じて、各レンジゲートからのデータ収集が最短で可能となるPRFが設定される。

【0067】

図10は、本実施形態に係るインターリーブスキャンにおける処理の流れを示す図である。図10に示すように、インターリーブスキャンでは、ドブラ処理部14が、レンジゲートRG1からの反射波データに対して、ウォールフィルタ(Wall Filter)、高速フーリエ変換(Fast Fourier Transformation: FFT)、後処理(Post処理)を順に施すことで、レンジゲートRG1における血流の流速を示すドブラデータを生成する。

【0068】

一方、ドブラ処理部14は、レンジゲートRG2からの反射波データに対して、ウォールフィルタ(Wall Filter)、FFT(Fast Fourier Transformation)、後処理(Post処理)を順に施すことで、レンジゲートRG2における血流の流速を示すドブラデータを生成する。そして、画像生成部15が、ドブラ処理部14によって生成された各ドブラデータから、レンジゲートRG1におけるドプラスペクトラム画像とレンジゲートRG

10

20

30

40

50

2におけるドブラスペクトル画像とをそれぞれ生成して表示部2に表示させる(Dual-D表示)。

【0069】

なお、診断部位として心臓の左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンでは、僧帽弁輪移動速度のドブラスペクトル画像は組織ドブラになるので、シーケンスが図9に示したものと少し異なる。図11は、左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンのシーケンスを示す図である。なお、ここでは、左室流入血流の位置にレンジゲートRG1が配置され、僧帽弁輪の位置にレンジゲートRG2が配置されているとする。図11において、横軸は時間を示している。また、Tx、Rx、D1及びD2の意味は図9と同様である。また、D3は、RG2における僧帽弁輪移動速度のドブラスペクトル画像用のデータがサンプリングされるタイミングを示している。

10

【0070】

左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンでは、レンジゲートRG1及びレンジゲートRG2それぞれに対して複数回ずつ交互に超音波が送受信される。例えば、図11に示すように、インターリーブスキャンでは、スキャンラインPWD1に沿ってPRFが5kHzの超音波が送信され、スキャンラインPWD2に沿ってPRFが4kHzの超音波が送信される。ここで、スキャンラインPWD1に対する送信とスキャンラインPWD2に対する送信とは、1回ずつ交互に行われる。

20

【0071】

また、インターリーブスキャンでは、例えば、レンジゲートRG1の反射波とレンジゲートRG2の反射波とが交互に受信される。そして、例えば、RG1におけるドブラスペクトル画像用のデータとRG2におけるドブラスペクトル画像用のデータとが、それぞれ2.2kHzの周期でサンプリングされる。また、RG2における僧帽弁輪移動速度のドブラスペクトル画像用のデータは、例えば、1.1kHzの周期に間引いて収集が行われる。これは、組織の移動速度は血流の流速に比べて遅いためである。なお、インターリーブスキャンでは、レンジゲートRG1及びRG2の位置に応じて、各レンジゲートからのデータ収集が最短で可能となるPRFが設定される。

【0072】

30

図12は、左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンにおける処理の流れを示す図である。図12に示すように、左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度が選択された場合のインターリーブスキャンでは、ドブラ処理部14が、レンジゲートRG2からの反射波データに対して、ウォールフィルタ(Wall Filter)を施す前に、ローパスフィルタ(Low Pass Filter: LPF)とスケールリング(Scaling)とを施す。これにより、僧帽弁輪移動速度のドブラスペクトル画像用のデータが間引かれる。

【0073】

次に、セグメントスキャンについて説明する。図13は、本実施形態に係るセグメントスキャンのシーケンスを示す図である。図13において、横軸は時間を示している。また、Tx及びRxの意味は図9と同じである。また、D1は、RG1におけるドブラスペクトル画像用のデータがサンプリングされるタイミングを示している。また、D2は、RG2におけるドブラスペクトル画像用のデータがサンプリングされるタイミングを示している。また、D3は、RG1におけるドブラスペクトル画像用のデータに関する信号処理を示している。また、D4は、RG2におけるドブラスペクトル画像用のデータに関する信号処理を示している。

40

【0074】

セグメントスキャンでは、レンジゲートRG1及びレンジゲートRG2それぞれに対して複数回ずつ交互に超音波が送受信される。例えば、図13に示すように、セグメントスキャンでは、スキャンラインPWD1に沿ってPRFが5kHzの超音波が複数回連続し

50

て送信され、スキャンライン PWD 2 に沿って PRF が 4 kHz の超音波が複数回連続して送信される。ここで、スキャンライン PWD 1 に対する送信とスキャンライン PWD 2 に対する送信とは、複数回ずつ交互に行われる。

【0075】

また、セグメントスキャンでは、例えば、レンジゲート RG 1 の反射波が複数回連続して受信され、レンジゲート RG 2 の反射波が複数回連続して受信される。ここで、レンジゲート RG 1 からの反射波の受信とレンジゲート RG 2 からの反射波の受信とは、複数回ずつ交互に行われる。そして、例えば、RG 1 におけるドプラスペクトル画像用のデータと RG 2 におけるドプラスペクトル画像用のデータとが、複数回の反射波データからなるセグメントの単位で交互にサンプリングされる。なお、セグメントスキャンでは、レンジゲート RG 1 及び RG 2 の位置に応じて、各レンジゲートからのデータ収集が最短で可能となる PRF が設定される。

【0076】

ここで、セグメントスキャンでは、レンジゲート RG 1 に連続して超音波を送受信している間は、レンジゲート RG 2 には超音波が送受信されないため、各レンジゲートにおけるドプラスペクトラム画像に周期的なデータの欠落が発生する。そこで、本実施形態では、各レンジゲートにおけるドプラスペクトラム画像に周期的なデータの欠落区間に補間データが挿入される。これにより、データの欠落によって生じる画像の劣化を抑えることができる。

【0077】

図 14 は、本実施形態に係るセグメントスキャンにおける処理の流れを示す図である。図 14 に示すように、セグメントスキャンでは、ドブラ処理部 14 が、レンジゲート RG 1 及び RG 2 それぞれからの反射データに対してウォールフィルタ（Wall Filter）、高速フーリエ変換（Fast Fourier Transformation: FFT）を順に施す。このとき、ウォールフィルタ及び高速フーリエ変換は時分割処理となる。なお、ドブラ処理部 14 は、時分割処理でウォールフィルタ及び高速フーリエ変換を行うのではなく、図 10 に示した流れと同様に、レンジゲート RG 1 及び RG 2 それぞれからの反射波データに対して、別々にウォールフィルタ及び高速フーリエ変換を施してもよい。

【0078】

そして、ドブラ処理部 14 は、高速フーリエ変換が施されたレンジゲート RG 1 からのデータに対して、パラメータ同定処理、補間データ生成処理、後処理（Post 処理）を施すことで、レンジゲート RG 1 におけるドプラスペクトラム画像に生じているデータの欠落区間に補間データを補填する。同様に、ドブラ処理部 14 は、高速フーリエ変換が施されたレンジゲート RG 2 からのデータに対しても、パラメータ同定処理、補間データ生成処理、後処理（Post 処理）を施すことで、レンジゲート RG 2 におけるドプラスペクトラム画像に生じているデータの欠落区間に補間データを補填する。そして、画像生成部 15 が、ドブラ処理部 14 によって生成された各ドブラデータから、レンジゲート RG 1 におけるドプラスペクトラム画像とレンジゲート RG 2 におけるドプラスペクトル画像とをそれぞれ生成して表示部 2 に表示させる（Dual-D 表示）。

【0079】

ここで、上述したインターリーブスキャン又はセグメントスキャンのいずれかを単独で行った場合には、従来のように、超音波の音速制約によって、良好なドプラスペクトル画像が得られない可能性がある。図 15 は、超音波の音速制約を説明するための図である。図 15 に示すように、超音波診断装置で用いられる超音波には、視野深度と、PRF と、ドブラの速度レンジとの間にトレードオフが生じる。

【0080】

図 15 に示す関係からも分かるように、PRF が小さくなると、視野深度は深くなるのに対して、ドブラの速度レンジは低くなる。インターリーブスキャンでは、レンジゲートの数に応じて PRF が小さくなってしまいうので、このような音速制約からドプラスペクトラム画像の速度レンジが小さくなってしまい、折り返し現象が発生しやすい。このため、

10

20

30

40

50

インターリーブスキャンでは、例えば、深い位置に設定されたレンジゲートにおける速い血流を診断することが困難である。

【 0 0 8 1 】

これに対し、本実施形態では、スキャン切替部 17 c が、距離判定部 17 b によって距離の合計長が閾値未満であると判定された場合にはインターリーブスキャンを行い、距離判定部 17 b により距離の合計長が閾値以上であると判定された場合にはセグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。すなわち、本実施形態では、深い位置に設定されたレンジゲートにおける血流を診断する場合には、自動的にスキャン方式がインターリーブスキャンからセグメントスキャンに切り替わる。したがって、本実施形態によれば、深い位置に設定されたレンジゲートにおける速い血流についても画質のよいドブラスペクトル画像を得ることができる。

10

【 0 0 8 2 】

図 2 の説明にもどって、計測値算出部 17 d は、画像生成部 15 により生成された第 1 のドブラスペクトラム画像により示される移動速度と第 2 のドブラスペクトラム画像により示される移動速度とから得られる計測値を算出する。

【 0 0 8 3 】

例えば、計測値算出部 17 d は、診断部位が心臓の左室流入血流及び左室流出血流である場合には、左室流入血流の位置に設定されたレンジゲート R G 1 におけるドブラスペクトル画像により示される血流速度と、左室流出血流の位置に設定されたレンジゲート R G 2 におけるドブラスペクトル画像により示される血流速度とから、各種計測値を算出する。例えば、計測値算出部 17 d は、M i t r a l 系の計測値として、E v e l、A v e l、E / A ( E v e l / A v e l )、D c T などの計測値を算出する。また、計測値算出部 17 d は、A o r t i c 系の計測値として、V T I、V P、P P G、M P G などの計測値を算出する。

20

【 0 0 8 4 】

さらに、計測値算出部 17 d は、左室流入血流及び左室流出血流に関する計測値として、I R T ( I s o v o l u m e t r i c R e l a x a t i o n T i m e )、I C T ( I s o v o l u m e t r i c C o n t r a c t i o n T i m e )、T . I n d e x などの計測値を算出する。図 17 は、本実施形態に係る計測値算出部 17 d による計測値の算出の一例を示す図である。例えば、図 17 に示すように、拡張期心室流入血流速度波形の終了から開始までの時間を a、駆出時間 ( E T : E j e c t i o n T i m e ) を b、心電図の R 波から心室流入血流速度波形の開始までの時間を c、心電図の R 波から左室駆出血流速度波形の終了までの時間を d とすると、I R T、I C T は、それぞれ以下に示す式により算出される。

30

【 0 0 8 5 】

$$I R T = c - d$$

$$I C T = a - b - I R T$$

$$T . I n d e x = ( a - b ) / b$$

【 0 0 8 6 】

また、計測値算出部 17 d は、診断部位が心臓の左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度である場合には、左室流入血流の位置に設定されたレンジゲート R G 1 におけるドブラスペクトル画像により示される血流速度と、僧帽弁輪の位置に設定されたレンジゲート R G 2 におけるドブラスペクトル画像により示される僧帽弁輪移動速度とから、各種計測値を算出する。例えば、計測値算出部 17 d は、E P V、e'、e' / E などの計測値を算出する。ここで、E P V は、左室流入血流速度波形における E 波のピーク速度である。また、e' は、僧帽弁輪移動速度のピーク値である。

40

【 0 0 8 7 】

また、計測値算出部 17 d は、診断部位が頸動脈の総頸動脈及び内頸動脈である場合には、B モード画像に基づいて各種計測値を算出する。図 19 A、19 B 及び 19 C は、本実施形態に係る計測値算出部 17 d による計測値の算出の一例を示す図である。例えば、図 19 A に示すように、計測値算出部 17 d は、レンジゲート R G 1 とレンジゲート R G

50

2 との間の距離 L を算出する。また、例えば、図 19 B に示すように、計測値算出部 17 d は、頸動脈の上下壁厚 h 1 及び h 2、頸動脈の内径 D を算出する。

【0088】

さらに、計測値算出部 17 d は、診断部位が頸動脈の総頸動脈及び内頸動脈である場合には、総頸動脈の位置に設定されたレンジゲート R G 1 におけるドプラスペクトル画像により示される血流速度と、内頸動脈の位置に設置されたレンジゲート R G 2 おけるドプラスペクトル画像により示される血流速度とから、各種計測値を算出する。例えば、図 19 C に示すように、計測値算出部 17 d は、C C A V e l、I C A V e l、T 1 などの計測値を算出する。ここで、C c a v e l は、C C A の最高速度であり、I c a v e l は、I C A の最高速度である。また、T 1 は、C C A ピークと I C A ピークとの時間差である。また、計測値算出部 17 d は、脈波速度 C から動脈硬化度 E を算出してもよい。例えば、動脈硬化度 E は、部位ごとにあらかじめ決められたプリセット値を とすると、以下に示す式 (1) により算出される。

【0089】

【数 1】

$$E = \frac{\rho \cdot D}{h} \cdot C^2 \quad \dots (1)$$

【0090】

図 2 の説明にもどって、計測値表示部 17 e は、計測値算出部 17 d により算出された計測値を表示部 2 に表示させる。

【0091】

図 16 は、本実施形態に係る計測値表示部 17 e による計測値の表示の一例を示す図である。例えば、図 16 に示すように、計測値表示部 17 e は、診断部位が心臓の左室流入血流及び左室流出血流である場合には、M i t r a l 系の計測値を表示するための表示領域 161 に、計測値算出部 17 d により算出された E v e l、A v e l、E / A (E v e l / A v e l)、D c T などの計測値を表示する。また、計測値算出部 17 d は、A o r t i c 系の計測値を表示するための表示領域 162 に、計測値算出部 17 d によって算出された V T I、V P、P P G、M P G などの計測値を表示する。さらに、計測値表示部 17 e は、左室流入血流及び左室流出血流に関する計測値を表示するための表示領域 163 に、計測値算出部 17 d によって算出された I R T、I C T、T . I n d e x などの計測値を表示する。

【0092】

図 18 は、本実施形態に係る計測値表示部 17 e による計測値の表示の一例を示す図である。例えば、図 18 に示すように、計測値表示部 17 e は、診断部位が心臓の左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度である場合には、左室流入血流ピーク速度及び僧帽弁輪移動速度に関する計測値を表示するための表示領域 181 に、計測値算出部 17 d によって算出された E P V、e'、e' / E などの計測値を出力する。

【0093】

また、例えば、計測値表示部 17 e は、診断部位が頸動脈の総頸動脈及び内頸動脈である場合には、図 19 C に示したように、C C A V e l、I C A V e l などの計測値を表示部 2 に表示する。

【0094】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置 100 による B / D 同時スキンの処理手順について説明する。図 20 は、本実施形態に係る超音波診断装置 100 による B / D 同時スキンの処理手順を示すフローチャートである。

【0095】

図 20 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 100 では、制御部 17 が、操作者から B / D 同時スキンの開始要求を受け付けたか否かを判定する (ステップ S 101)。そして、B / D 同時スキンの開始要求が受け付けられた場合には (ステップ S 1

10

20

30

40

50

01, Yes)、表示制御部17aが、画像生成部15によって生成されたBモード画像を表示部2に表示する(ステップS102)。

【0096】

その後、表示制御部17aは、操作者によって診断用のアプリケーションが選択されるまで待機する(ステップS103, No)。そして、アプリケーションが選択された場合には(ステップS103, Yes)、表示制御部17aは、操作者によって診断部位が選択されるまで待機する(ステップS104, No)。

【0097】

そして、診断部位が選択された場合には(ステップS104, Yes)、距離判定部17bが、スキャン方式の切り換え判定に用いられる閾値を設定する(ステップS105)。その後、距離判定部17bは、レンジゲートRG1及びレンジゲートRG2が設定されるまで待機する(ステップS106, No)。

【0098】

そして、レンジゲートRG1及びレンジゲートRG2が設定された場合には(ステップS106, Yes)、距離判定部17bは、超音波プローブ1からレンジゲートRG1までの距離R1と超音波プローブ1からレンジゲートRG2までの距離R2との合計長を算出する(ステップS107)。その後、距離判定部17bは、算出した距離の合計長が閾値未満であるか否かを判定する(ステップS108)。

【0099】

ここで、距離の合計長が閾値未満であった場合には(ステップS108, Yes)、スキャン切替部17cが、スキャン方式をインターリーブスキャンに切り替える(ステップS109)。一方、距離の合計長が閾値以上であった場合には(ステップS108, No)、スキャン切替部17cは、スキャン方式をセグメントスキャンに切り替える(ステップS110)。

【0100】

続いて、表示制御部17aが、操作者によってデュアルドブラモードが選択されている場合には(ステップS111, Yes)、レンジゲートRG1及びレンジゲートRG2それぞれにおけるドブラスペクトル画像を表示部2に表示させる(ステップS112)。一方、表示制御部17aが、操作者によってデュアルドブラモードが選択されていない場合には(ステップS111, No)、レンジゲートRG1又はレンジゲートRG2におけるドブラスペクトル画像を表示部2に表示させる(ステップS113)。

【0101】

その後、操作者によってレンジゲートが変更された場合には(ステップS114, Yes)、制御部17が、ステップS107に制御を戻す。こうして、制御部17は、レンジゲートが変更されている間は、上述したスキャンの切り替えに関する処理を繰り返す。

【0102】

また、制御部17は、レンジゲートが変更されずに(ステップS114, No)、操作者からB/D同時スキャンの終了要求も受け付けなかった場合には(ステップS115, No)、ステップS103に制御を戻す。こうして、操作者からB/D同時スキャンの終了要求を受け付けるまでの間は、制御部17は、ステップS103～S114の処理を繰り返す。そして、制御部17は、操作者からB/D同時スキャンの終了要求を受け付けた場合には(ステップS115, Yes)、B/D同時スキャンに関する処理を終了する。

【0103】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置100による自動計測処理の処理手順について説明する。図21は、本実施形態に係る超音波診断装置100による自動計測処理の処理手順を示すフローチャートである。

【0104】

図21に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置100では、制御部17が、操作者からフリーズ要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS201)。そして、フリーズ要求が受け付けられた場合には(ステップS201, Yes)、表示制御部17a

10

20

30

40

50

が、Bモード画像及びドブラスペクトル画像をフリーズ（停止）する（ステップS202）。

【0105】

続いて、計測値算出部17dが、画像生成部15により生成された各ドブラスペクトラム画像により示される移動速度から得られる計測値を算出する（ステップS203）。そして、計測値表示部17eが、計測値算出部17dにより算出された計測値を表示部2に表示させる（ステップS204）。

【0106】

上述したように、本実施形態に係る超音波診断装置100は、距離判定部17bと、スキャン切替部17cと、画像生成部15と、表示部2とを有する。距離判定部17bは、血流情報の観測部位として設定された少なくとも2つのレンジゲートについて、第1のレンジゲートから超音波プローブまでの距離と第2のレンジゲートから超音波プローブまでの距離との合計長が閾値未満であるか否かを判定する。スキャン切替部17cは、距離の合計長が閾値未満であると判定された場合にはインターリーブスキャンを行い、距離の合計長が閾値以上であると判定された場合にはセグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。画像生成部15は、セグメントスキャン又はインターリーブスキャンにより受信された反射波データに基づいて、第1のレンジゲートにおける血流速度の経時的な変化を示す第1のドブラスペクトラム画像と第2のレンジゲートにおける血流速度の経時的な変化を示す第2のドブラスペクトル画像とをそれぞれ生成する。表示部2は、画像生成部15により生成された第1のドブラスペクトラム画像及び第2のドブラスペクトル画像を表示する。

【0107】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置100は、複数箇所に設定されたレンジゲートそれぞれにおけるドブラスペクトル画像を表示する場合に、各レンジゲートの深さの合計に応じて、インターリーブスキャンとセグメントスキャンとを自動的に切り替える。これにより、深い位置に設定されたレンジゲートにおける血流を診断する場合には、自動的にスキャン方式がインターリーブスキャンからセグメントスキャンに切り替わる。したがって、本実施形態によれば、深い位置に設定されたレンジゲートにおける速い血流についても画質のよいドブラスペクトル画像を得ることができる。すなわち、本実施形態によれば、超音波の音速制約により生じるドブラスペクトル画像の画質の劣化を抑えることができる。

【0108】

なお、上記実施形態では、スキャン切替部17cは、各レンジゲートから超音波プローブ1までの距離の合計長が閾値以上であると判定された場合に、スキャン方式をセグメントスキャンに切り替えることとした。例えば、これに加えて、スキャン切替部17cは、画像生成部15により生成された第1のドブラスペクトル画像又は第2のドブラスペクトル画像の速度レンジが所定の速度閾値を下回った場合にも、セグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替えるようにしてもよい。これにより、超音波の音速制約により生じるドブラスペクトル画像の画質の劣化をより確実に抑えることができる。

【0109】

また、上記実施形態では、距離判定部17bが、複数の観測部位のうち少なくとも2つの観測部位の走査線上における深さの合計と所定の閾値とを比較することとしたが、実施形態はこれに限られない。

【0110】

例えば、距離判定部17bは、3つ以上の観測部位の走査線上における深さの合計と所定の閾値とを比較してもよい。この場合には、スキャン切替部17cは、3つ以上の観測部位の走査線上における深さの合計が前記閾値を下回っていた場合に、インターリーブスキャンを行い、前記少なくとも2つの観測部位の走査線上における深さの合計が前記閾値を上回っていた場合に、セグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。

【0111】

また、例えば、距離判定部 17b は、複数の観測部位のうち、いずれか 1 つの観測部の走査線上における深さを閾値と比較してもよい。例えば、距離判定部 17b は、複数の観測部位のうち、基準とすべき観測部位を指定する操作を操作者から受け付け、操作者によって指定された観測部位の走査線上における深さを閾値と比較する。この場合には、スキャン切替部 17c は、操作者によって指定された観測部位の深さが閾値を下回っていた場合に、インターリーブスキャンを行い、操作者によって指定された観測部位の深さが閾値を上回っていた場合に、セグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。

【0112】

さらに、例えば、距離判定部 17b は、1 つの観測部位を基準とするのではなく、複数の観測部位それぞれを閾値と比較してもよい。この場合には、スキャン切替部 17c は、複数の観測部位のうち、少なくとも 1 つの観測部位の深さが閾値を下回っていた場合に、インターリーブスキャンを行う。また、スキャン切替部 17c は、複数の観測部位のうち、少なくとも 1 つの観測部位の深さが閾値を上回っていた場合に、セグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替える。

【0113】

また、上記実施形態では、スキャン切替部 17c が、閾値に基づいてスキャン方式を切り替えることとしたが、実施形態はこれに限られない。

【0114】

例えば、スキャン切替部 17c は、閾値に基づくスキャン方式の切り替えを行うとともに、さらに、ドプラスペクトル画像に折り返しが生じているか否かを検出し、折り返しが生じていることを検出した場合に、セグメントスキャンを行うようにスキャン方式を切り替えてもよい。

【0115】

この場合には、例えば、スキャン切替部 17c は、スキャン中に、所定の時間間隔で、ドプラスペクトル画像に折り返しが生じているか否かを検出する。ここで、折り返しを検出する方法としては、各種の方法を用いることができる。

【0116】

例えば、スキャン切替部 17c は、ドブラ処理部 14 によって生成されたドブラデータに基づいて、血流速度の最大値の経時的な変化をトレースすることで、血流速度の最大値のトレース波形を検出する。このトレース波形は、ドプラスペクトラム画像の辺縁部をトレースした波形となる。さらに、スキャン切替部 17c は、検出したトレース波形に基づいて各速度の頻度を求め、速度の頻度分布を表すヒストグラムを作成する。そして、スキャン切替部 17c は、ヒストグラムから上限値  $U_L$  と下限値  $L_L$  を求め、絶対値  $|U_L - L_L|$  が第 1 の閾値より大きい値であり、かつ、 $|U_L|$  又は  $|L_L|$  のいずれかが第 2 の閾値より大きい場合に、ドプラスペクトル画像に折り返しが生じていると判定する。ここで、第 1 の閾値は、ノイズなどを判定するための値である。また、第 2 の閾値は、第 1 の閾値より大きい値であり、例えば、ナイキスト周波数 (PRF の  $1/2$ ) の値である。

【0117】

そして、スキャン切替部 17c は、折り返しが生じていることを検出した場合に、検出した時点でスキャン方式をセグメントスキャンに切り替える。なお、スキャン切替部 17c は、ドプラスペクトル画像に折り返しが生じていることを検出した場合に、ただちにスキャン方式を切り替えるのではなく、距離判定部 17b によって用いられる閾値を、折り返しを検出した時点での観測部位の深さ (少なくとも 1 つの観測部位の深さ又は複数の観測部位の深さの合計) より小さい値に変更してもよい。このように閾値を変更した場合には、距離判定部 17b が観測部位の深さと閾値とを比較した際に、観測部位の深さが閾値を上回ることになり、その結果、スキャン切替部 17c によってスキャン方式がセグメントスキャンに切り替えられる。

【0118】

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。これら実施形態は、その他の様

10

20

30

40

50

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同様に、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ものである。

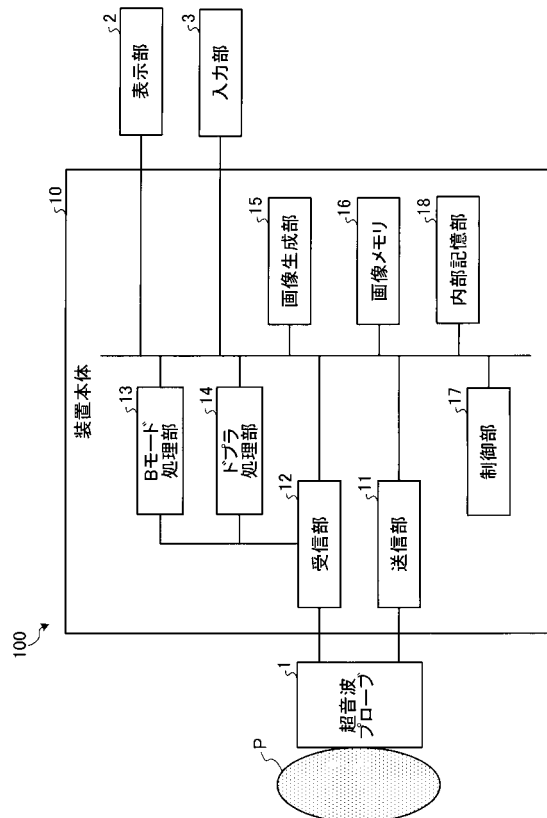
【符号の説明】

【0119】

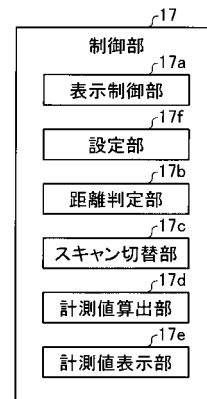
- 100 超音波診断装置
- 2 表示部
- 15 画像生成部
- 17 制御部
- 17b 距離判定部
- 17c スキャン切替部
- 17f 設定部

10

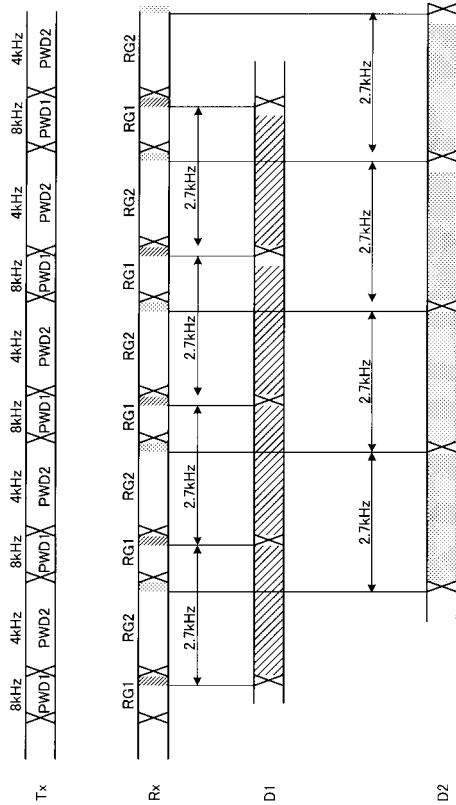
【図1】



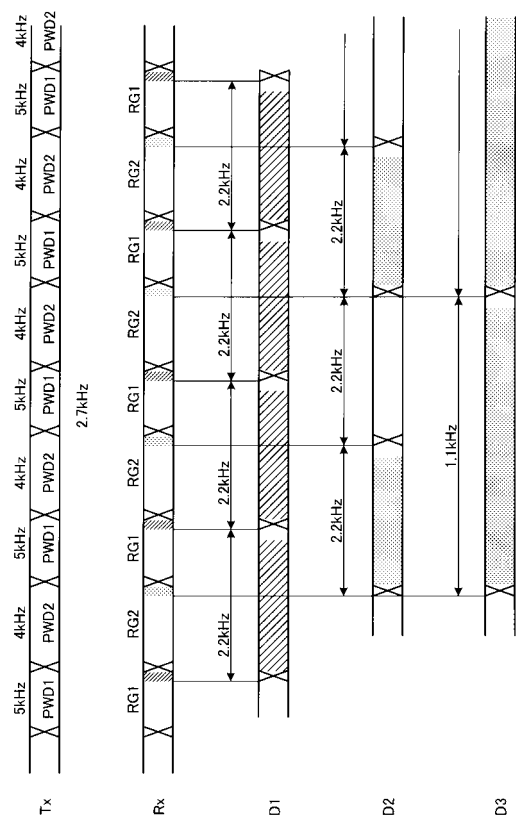
【図2】



【 図 9 】

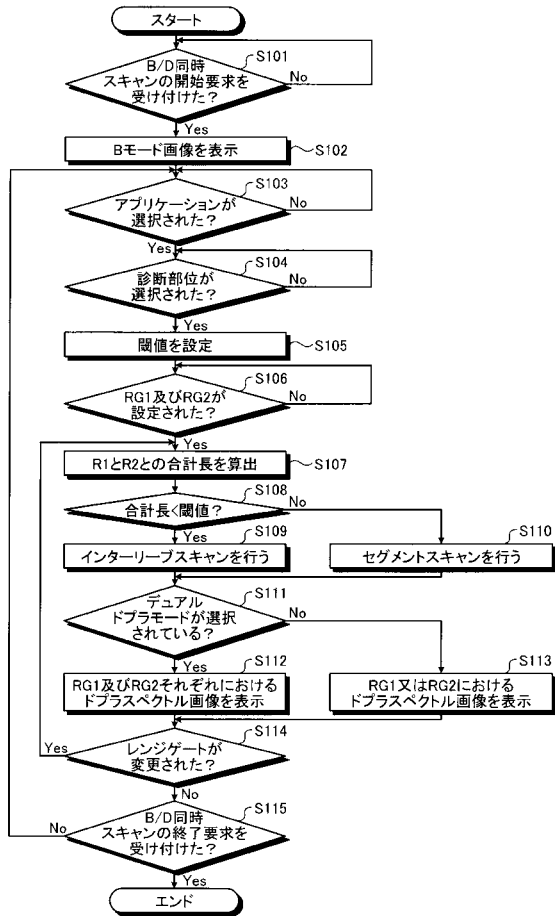


【 ㄨ 1 1 】

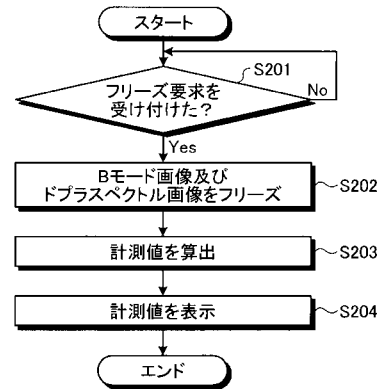




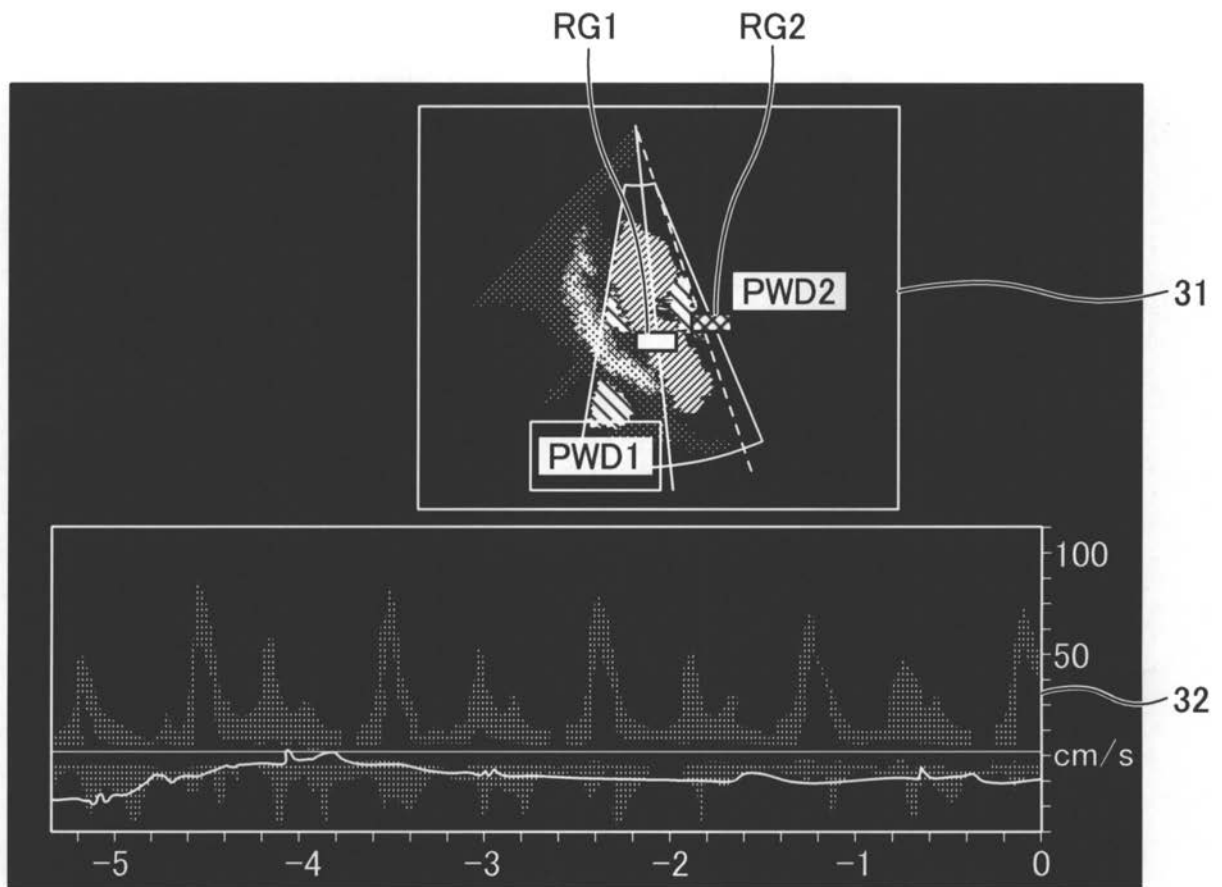
【図20】



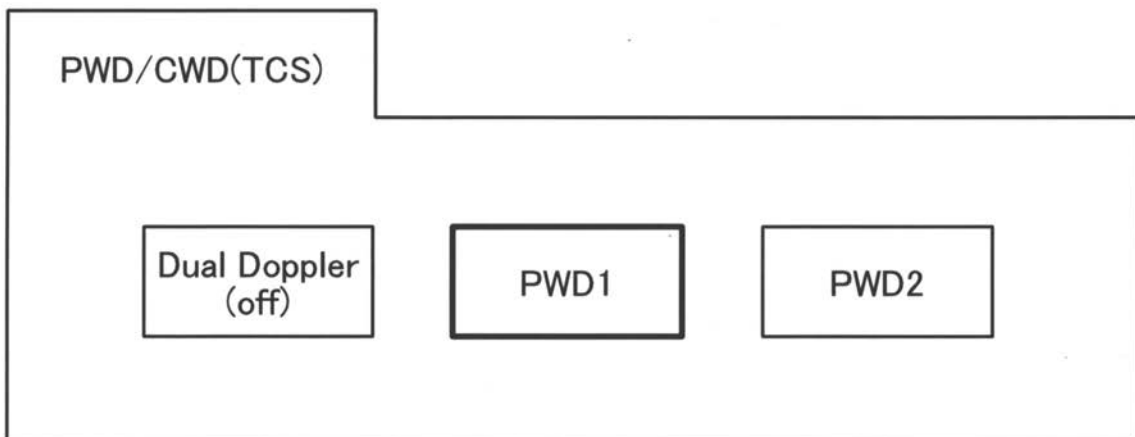
【図21】



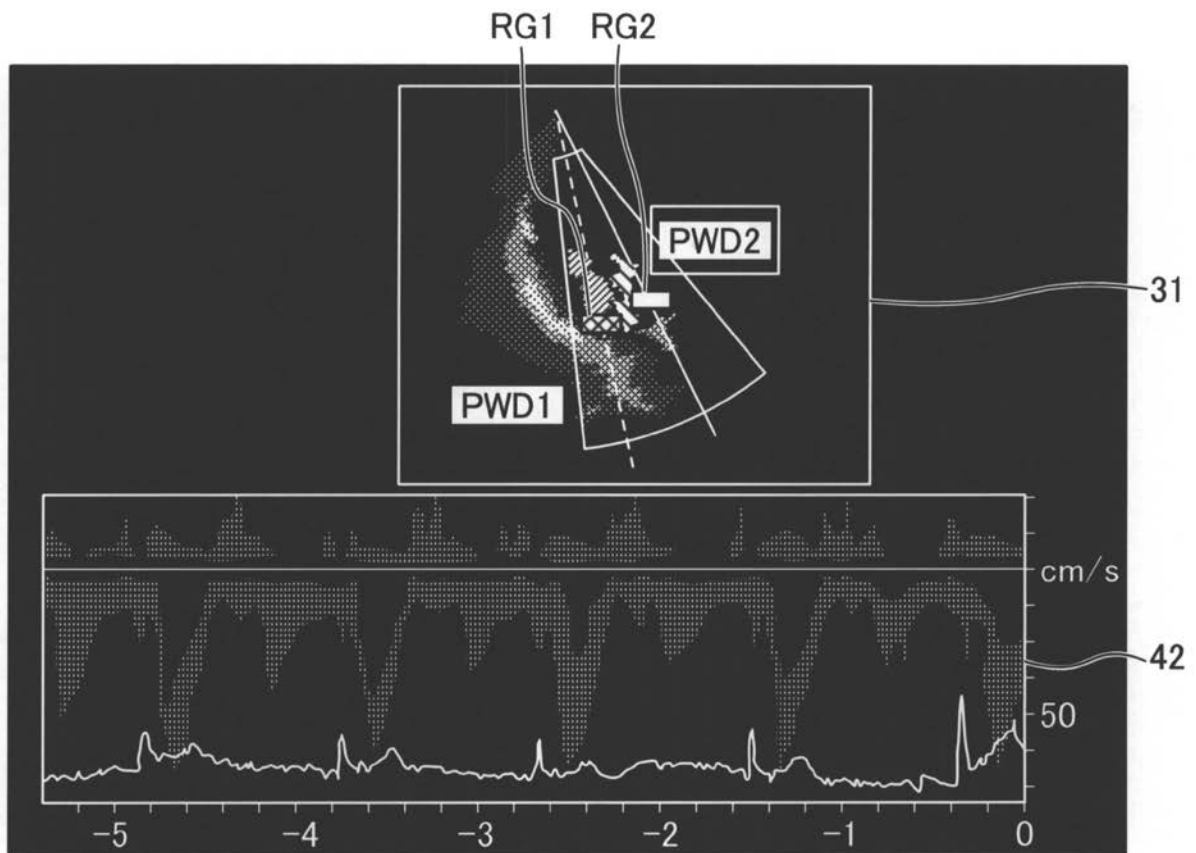
【図 3 A】



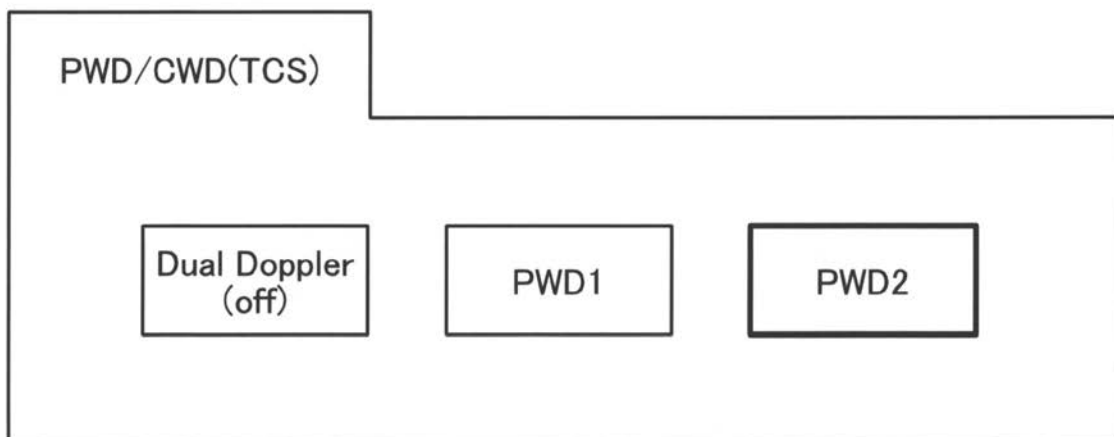
【図 3 B】



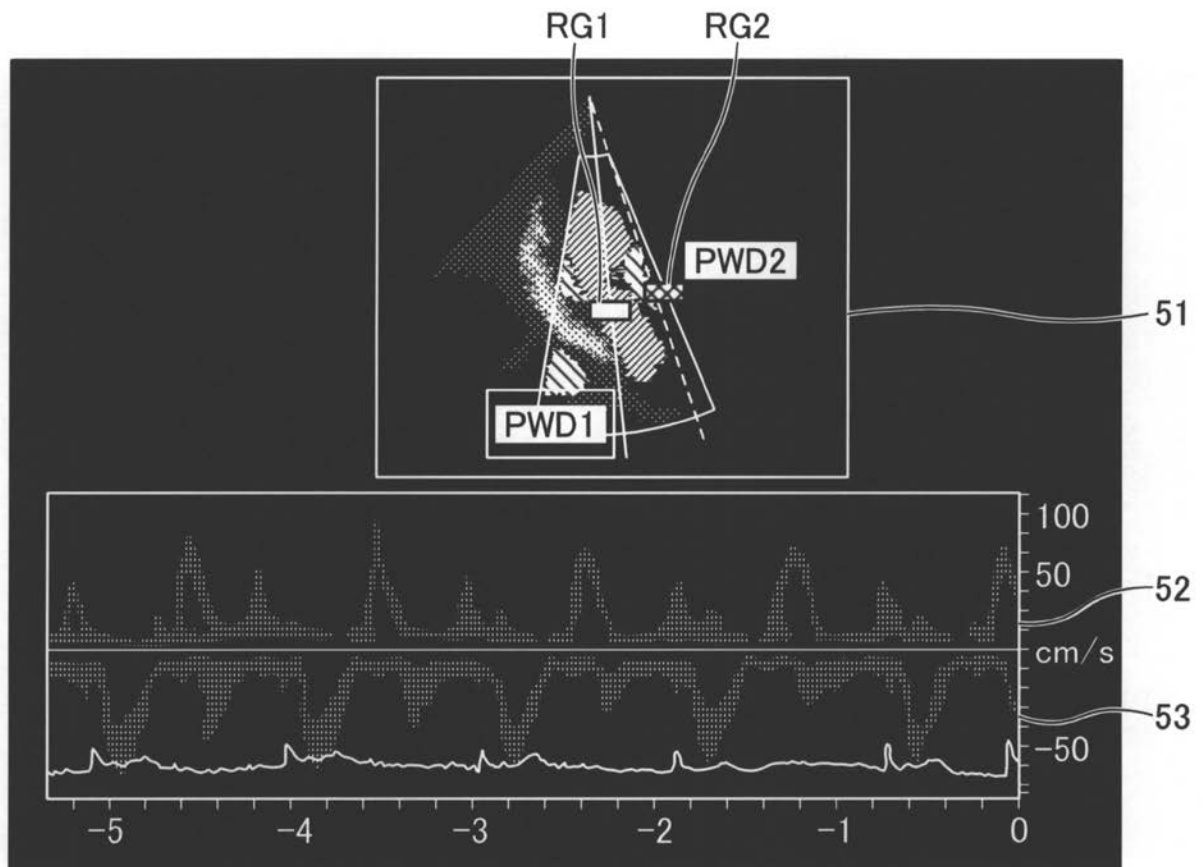
【図 4 A】



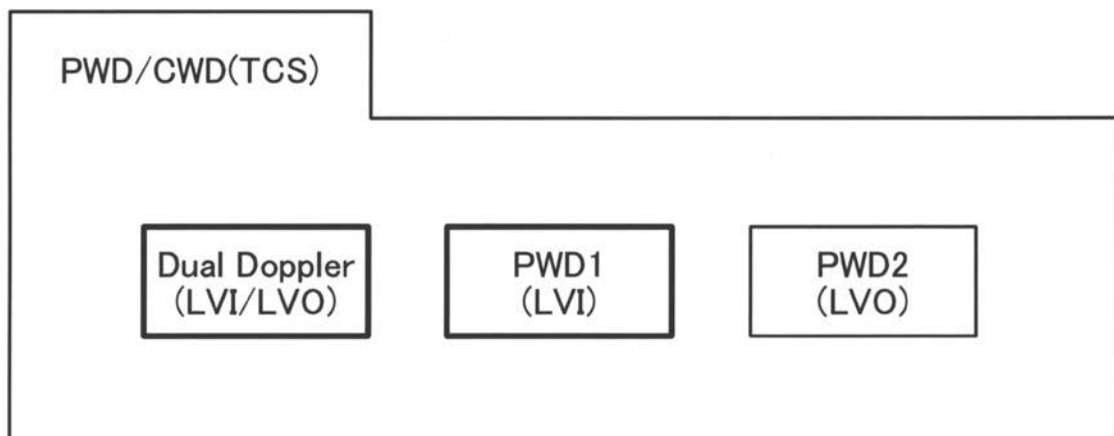
【図 4 B】



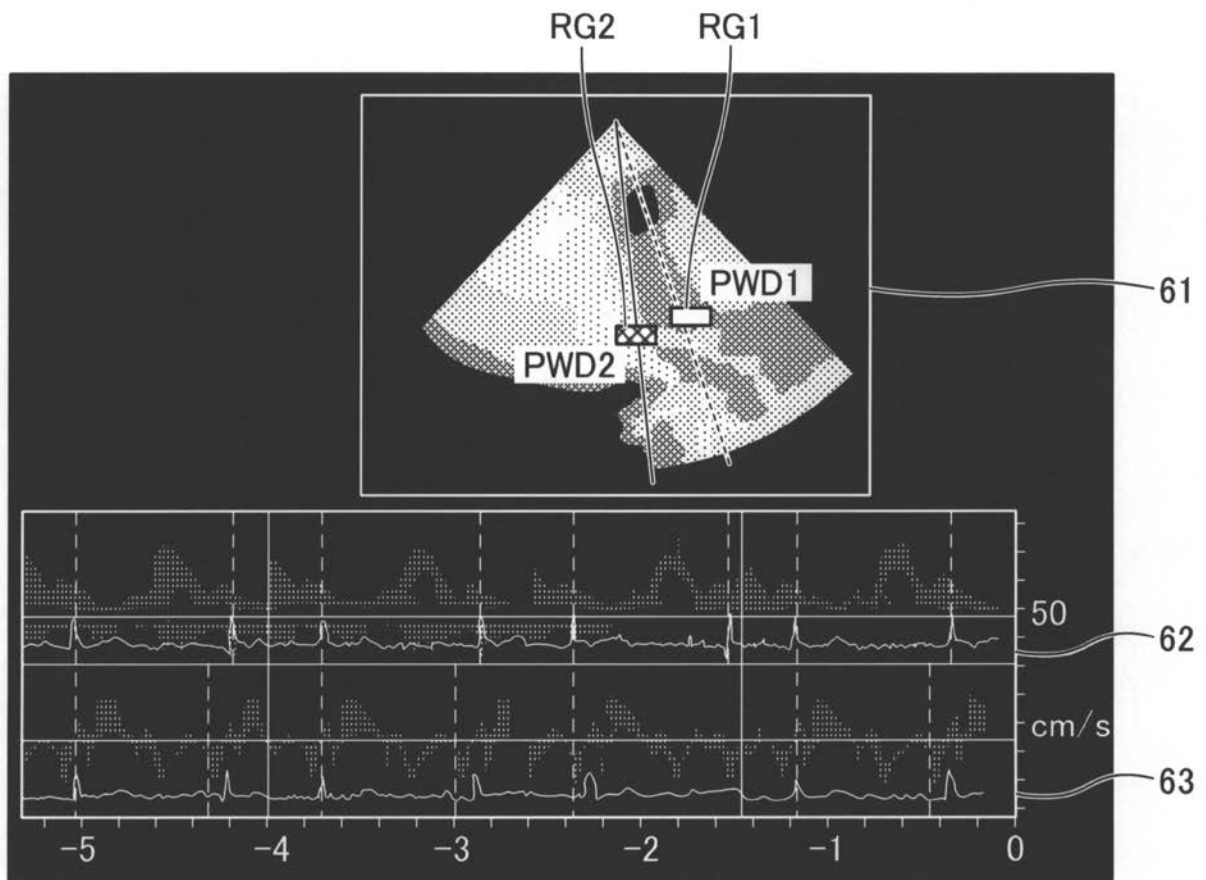
【図 5 A】



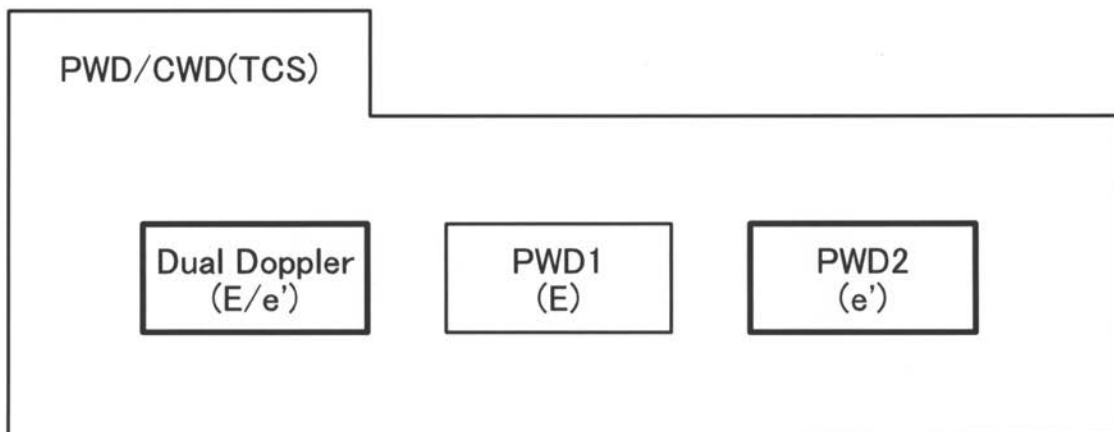
【図 5 B】



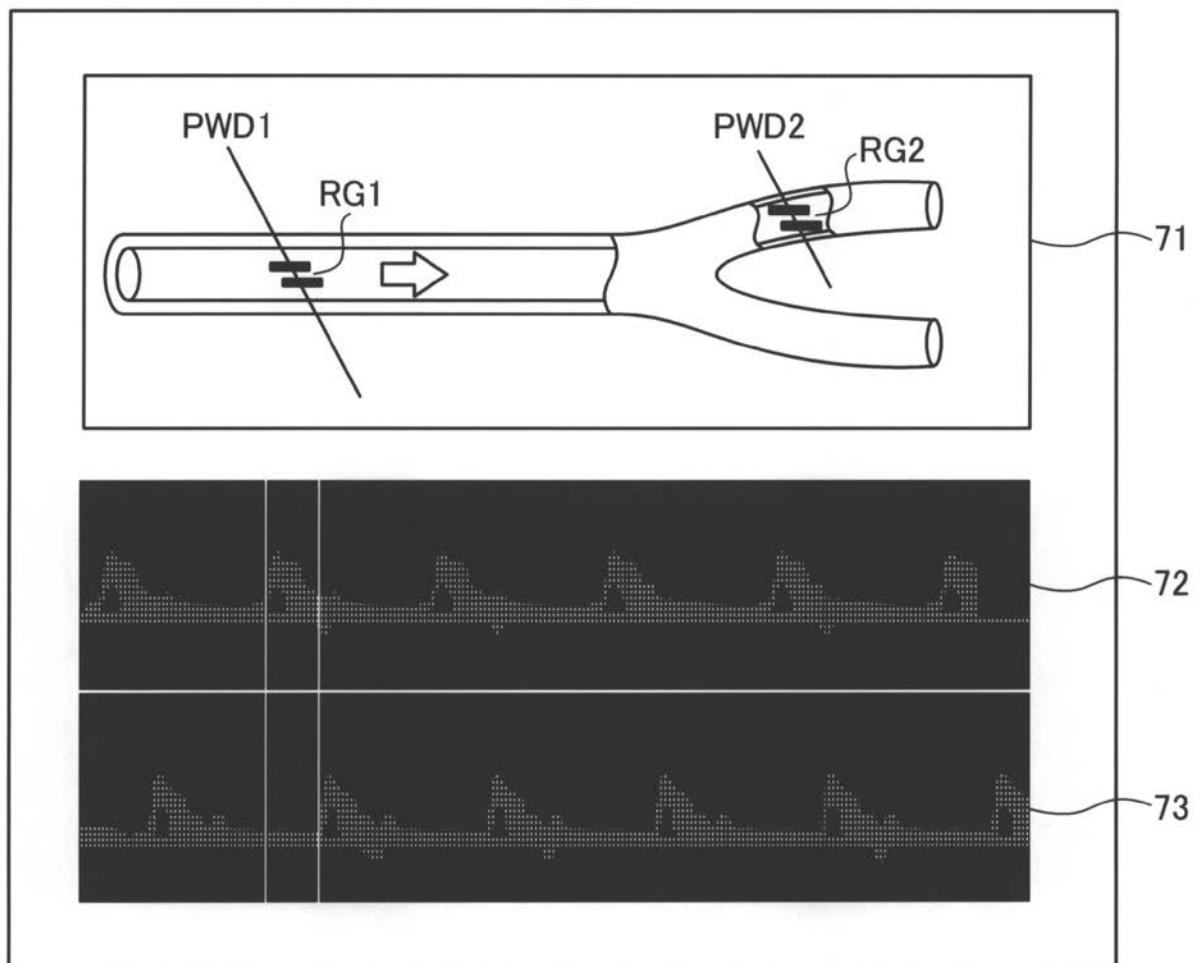
【図 6 A】



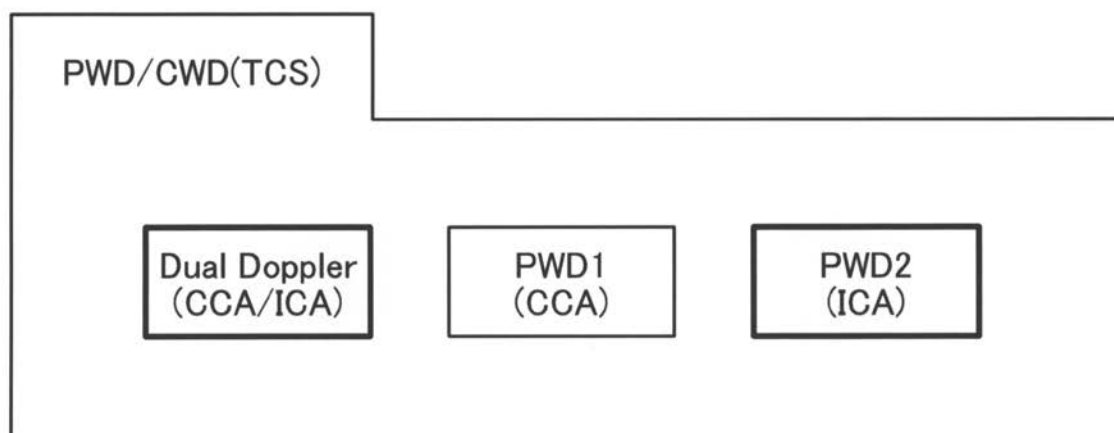
【図 6 B】



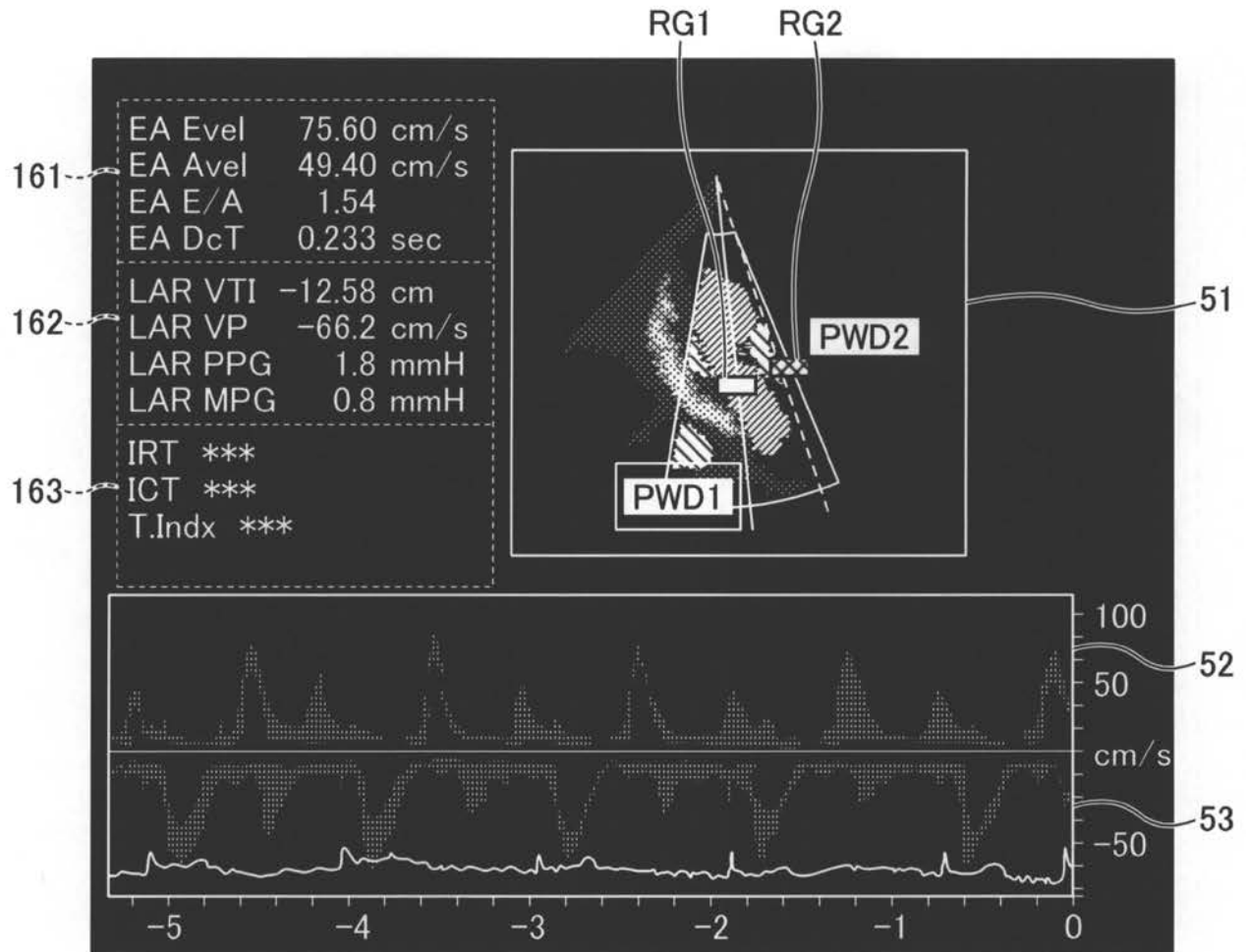
【図 7 A】



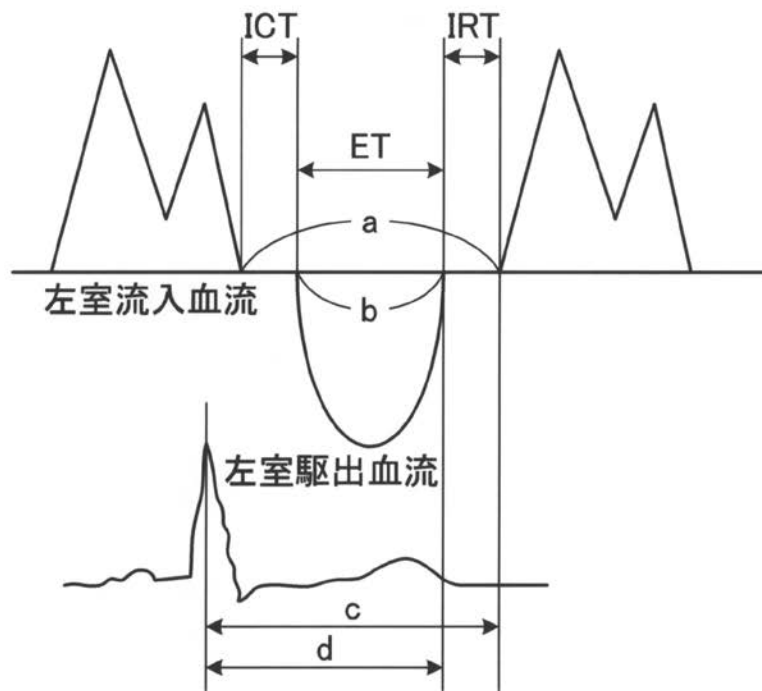
【図 7 B】



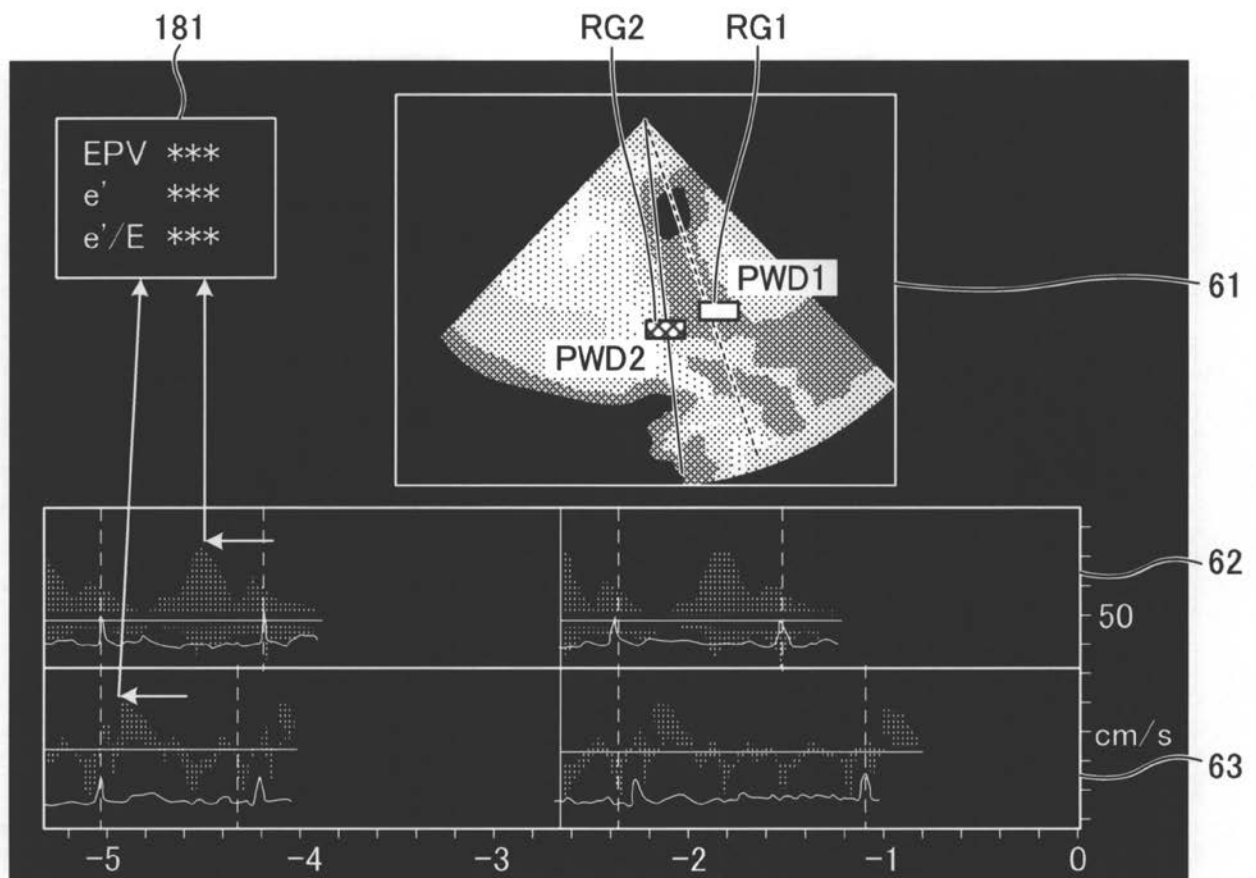
【図 16】



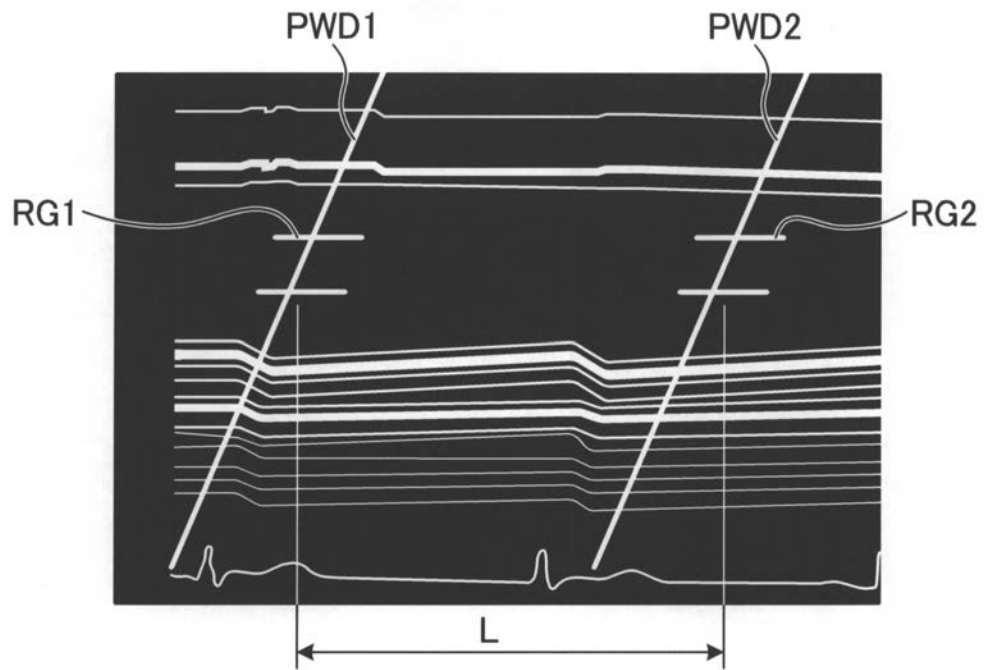
【図 17】



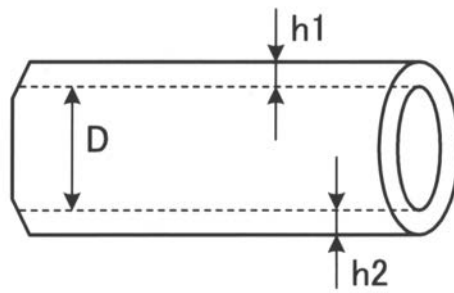
【図 18】



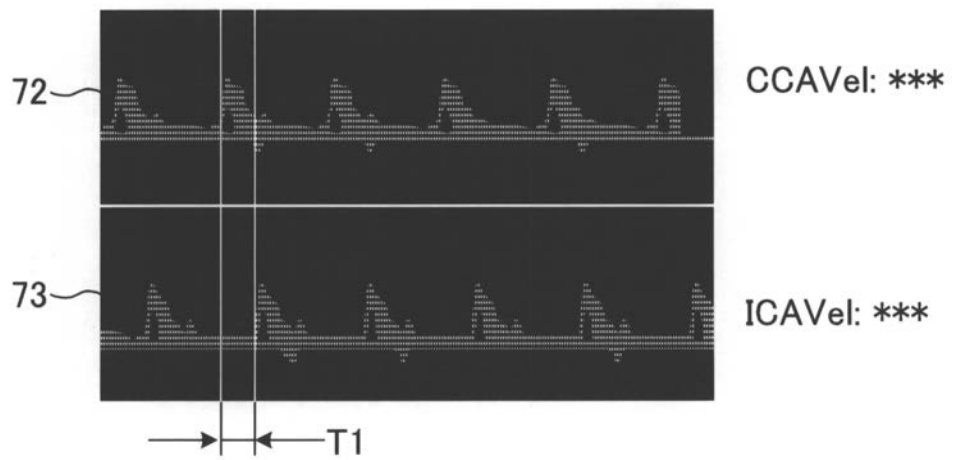
【図 19 A】



【図 19 B】



【図 19 C】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012139489A</a>	公开(公告)日	2012-07-26
申请号	JP2011276302	申请日	2011-12-16
[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	馬場達朗 橋本新一		
发明人	馬場 達朗 橋本 新一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/HH04 4C601/HH16 4C601/KK17		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010280797 2010-12-16 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

在根据实施例的超声波诊断装置中，扫描切换单元在扫描方法之间切换，以便执行第一扫描方法，通过该第一扫描方法，如果超声波每次交替地从多个观察位置中的每一个发送和接收超声波。至少一个观察部位的扫描线上的深度小于阈值，并且执行第二扫描方法，通过该第二扫描方法，交替地向多个观察站点中的每一个发送和接收超声波。如果在至少一个观察站点中的扫描线上的深度等于或大于阈值，则多次向多个观察站点中的至少一个观察站点发送和接收超声波的方式。

