

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5959880号
(P5959880)

(45) 発行日 平成28年8月2日(2016.8.2)

(24) 登録日 平成28年7月1日(2016.7.1)

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

F 1
A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2012-42713 (P2012-42713)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成24年2月29日 (2012.2.29)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2013-176492 (P2013-176492A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成25年9月9日 (2013.9.9)	(74) 代理人	100145735
審査請求日	平成26年11月21日 (2014.11.21)		弁理士 田村 尚隆
		(72) 発明者	辻田 剛啓
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			日立アロカメディカ
			ル株式会社内
		審査官	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体のボリューム血流像データを記憶する血流像三次元データ記憶部と、
前記血流像三次元データ記憶部に記憶された前記ボリューム血流像データに基づく血流像
ボクセルデータを作成して記憶する血流像ボクセルデータ作成部と、
前記血流像ボクセルデータ作成部に記憶された前記血流像ボクセルデータからサンプルゲ
ート内のデータを抽出する血流像データ設定抽出部と、
前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、ヒ
ストグラムを作成するヒストグラム作成部と、
前記ヒストグラムに基づいてドブラ波形の画像を作成するドブラ波形画像作成部と、
を備え、

前記ヒストグラム作成部は、前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに含まれ
る血流像データに基づいて、血流速度に対応するボクセル数をカウントするとともに、カ
ウントしたボクセル数を輝度で表したヒストグラムを作成し、

前記ドブラ波形画像作成部は、前記ヒストグラム作成部で作成されたヒストグラムを時
系列に並べ、縦軸方向もしくは横軸方向の一方を血流速度、他方を時間として前記ドブラ
波形の画像を作成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体のボリューム血流像データを記憶する血流像三次元データ記憶部と、
前記血流像三次元データ記憶部に記憶された前記ボリューム血流像データに基づく血流

像ボクセルデータを作成して記憶する血流像ボクセルデータ作成部と、

前記血流像ボクセルデータ作成部に記憶された前記血流像ボクセルデータからサンプルゲート内のデータを抽出する血流像データ設定抽出部と、

前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、ヒストグラムを作成するヒストグラム作成部と、

前記ヒストグラムに基づいてドブラ波形の画像を作成するドブラ波形画像作成部と、

超音波探触子を駆動する超音波信号を送信するとともに、前記超音波探触子により受信された前記被検体内からの反射エコー信号を受信する送受信部と、

前記送受信部を制御して血流像データを含む超音波像データを取得する送受信制御部と

、
前記送受信部により受信された前記血流像データに対応する反射エコー信号に基づいて、二次元血流像データを構成する二次元血流像構成部とを備え、

前記血流像三次元データ記憶部は、前記二次元血流像構成部により構成された複数の二次元血流像データからなるボリューム血流像データを時系列に記憶し、

前記ヒストグラム作成部は、前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、血流速度に対応するボクセル数をカウントするとともに、カウントしたボクセル数を輝度で表したヒストグラムを作成し、

前記ドブラ波形画像作成部は、前記ヒストグラム作成部で作成されたヒストグラムを時系列に並べ、縦軸方向もしくは横軸方向の一方を血流速度、他方を時間として前記ドブラ波形の画像を作成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ヒストグラム作成部は、血流データの信号強度に基づく血流量、及び血流速度のばらつきに基づいた血流速度分散のいずれか一方もしくは双方を用いて前記ヒストグラムを補正し、

前記ドブラ波形画像作成部は、前記ヒストグラム作成部で補正されたヒストグラムに基づいて前記ドブラ波形の画像を作成することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに対し、前記ドブラ波形画像作成部で作成されるドブラ波形の更新時間間隔と同じ時間間隔の血流像データを生成する補間処理を行う血流情報補間部を備えることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記サンプルゲートは、前記二次元血流像データに基づく直交する断層像上で設定されることを特徴とする請求項 2 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記サンプルゲートは、前記血流像データ設定抽出部によるデータの抽出領域となる関心領域、もしくは、前記関心領域と該関心領域における血流のドブラシフトの計測方向を指し示す軸から構成され、設定されたサンプルゲートとして、少なくとも前記関心領域が前記断層像上に表示されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記直交する断層像上で複数のサンプルゲートを異なる位置に設定し、これらのサンプルゲートにおけるドブラ波形をそれぞれ作成するとともに、作成されたこれらのドブラ波形の画像を同時に表示させることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

少なくとも 1 つの前記ドブラ波形を、少なくとも 1 つの前記断層像、もしくは前記関心領域における三次元画像と同時に表示させることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、三次元の血流像データからドブラ波形を作成可能とする超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

従来から、超音波を用いた胎児循環器の診断においては、断層像や血流像を表示させるだけでなく、血流のドブラ波形を時系列に表示したパルスドブラ法が一般的に適用されている。かかるパルスドブラ法は、例えば、三尖弁と僧帽弁の流入血流が2峰性血流であることの確認や、心室中隔を横切る血流の確認などに推奨されており、その代表的な診断方法として知られている。加えて、異なる位置でのドブラ信号の位相差を計測する方法も、胎児循環器の診断方法として提唱されている。

10

【 0 0 0 3 】

これらの診断に際しては、例えば、特許文献1に開示されているように、三次元血流データを収集し、三次元の血流像に基づいて任意の点（血流観測点）を指定する技術が知られており、血流像（血管画像）の位置を容易に把握することができるように表示させることで、血流観測点の指定時における操作性の向上を図ることを可能としている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献1 】 特開 2 0 0 6 - 2 1 2 1 6 4 号 公 報

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、被検体のボリウム血流像データからドブラ波形を作成することは考慮されていない。そのため、ドブラ波形を取得したい場合、再度、被検体を撮影しなければならない。

【 0 0 0 6 】

本発明はこれを踏まえてなされたものであり、その解決しようとする課題は、ドブラ波形を作成するための血流データの収集範囲となるサンプルゲートを、三次元的に設定可能とし、被検体のボリウム血流像データから三次元のサンプルゲートにおけるドブラ波形を作成可能とする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 】

【 0 0 0 7 】

上記の課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、被検体のボリウム血流像データを記憶する血流像三次元データ記憶部と、血流像三次元データ記憶部に記憶されたボリウム血流像データからサンプルゲート内のデータを抽出し、サンプルゲート内のデータに含まれる血流像データに基づいて、ドブラ波形の画像を作成する擬似ドブラ波形構成部とを備えることを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

このように、本発明に係る超音波診断装置によれば、ドブラ波形の画像を生成するためのデータを血流像三次元データ記憶部に記憶されたボリウム血流像データから抽出するため、データ計測時あるいはその計測後のいずれであっても、データ計測中の任意の時間、位置、サンプルゲートの数などの条件下で、三次元のサンプルゲートにおけるドブラ波形の画像を作成することができる。

40

【 0 0 0 9 】

この場合、本発明に係る超音波診断装置は、被検体のボリウム血流像データを記憶する血流像三次元データ記憶部と、血流像三次元データ記憶部に記憶されたボリウム血流像データに基づく血流像ボクセルデータを作成して記憶する血流像ボクセルデータ作成部と、血流像ボクセルデータ作成部に記憶された血流像ボクセルデータからサンプルゲート内のデータを抽出する血流像データ設定抽出部と、血流像データ設定抽出部で抽出された

50

データに含まれる血流像データに基づいて、ヒストグラムを作成するヒストグラム作成部と、ヒストグラムに基づいてドブラ波形の画像を作成するドブラ波形画像作成部とを備えた構成とすればよい。

【0010】

かかる超音波診断装置においては、超音波探触子を駆動する超音波信号を送信するとともに、前記超音波探触子により受信された前記被検体内からの反射エコー信号を受信する送受信部と、前記送受信部を制御して血流像データを含む超音波像データを取得する送受信制御部と、前記送受信部により受信された前記血流像データに対応する反射エコー信号に基づいて、二次元血流像データを構成する二次元血流像構成部とを備え、前記血流像三次元データ記憶部は、前記二次元血流像構成部により構成された複数の二次元血流像データからなるボリューム血流像データを時系列に記憶する構成とすることができる。

10

【0011】

前記ヒストグラム作成部においては、前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、血流速度に対応するボクセル数をカウントするとともに、カウントしたボクセル数を輝度で表したヒストグラムを作成し、前記ドブラ波形画像作成部においては、前記ヒストグラム作成部で作成されたヒストグラムを時系列に並べ、縦軸方向もしくは横軸方向の一方を血流速度、他方を時間として前記ドブラ波形の画像を作成すればよい。

その際、前記ヒストグラム作成部において、血流データの信号強度に基づく血流量、及び血流速度のばらつきに基づいた血流速度分散のいずれか一方もしくは双方を用いて前記ヒストグラムを補正し、前記ドブラ波形画像作成部において、前記ヒストグラム作成部で補正されたヒストグラムに基づいて前記ドブラ波形の画像を作成することも可能である。

20

【0012】

なお、超音波診断装置は、前記血流像データ設定抽出部で抽出されたデータに対し、前記ドブラ波形画像作成部で作成されるドブラ波形の更新時間間隔と同じ時間間隔の血流像データを生成する補間処理を行う血流情報補間部を備えた構成とすることも可能である。

【0013】

前記サンプルゲートは、前記二次元血流像データに基づく直交する断層像上で設定することができる。

この場合、前記サンプルゲートは、前記血流像データ設定抽出部によるデータの抽出領域となる関心領域、もしくは、前記関心領域と該関心領域における血流のドブラシフトの計測方向を指し示す軸から構成し、設定されたサンプルゲートとして、少なくとも前記関心領域を前記断層像上に表示させればよい。

30

そして、前記直交する断層像上で複数のサンプルゲートを異なる位置に設定し、これらのサンプルゲートにおけるドブラ波形をそれぞれ作成するとともに、作成されたこれらのドブラ波形の画像を同時に表示させることができる。

また、少なくとも1つの前記ドブラ波形を、少なくとも1つの前記断層像、もしくは前記関心領域における三次元画像と同時に表示させても構わない。

【0014】

また、上記の課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、被検体のボリューム組織速度データを記憶する組織速度三次元データ記憶部と、組織速度三次元データ記憶部に記憶されたボリューム組織速度データからサンプルゲート内のデータを抽出し、サンプルゲート内のデータに含まれる組織速度データに基づいて、ドブラ波形の画像を作成する擬似ドブラ波形構成部とを備えた構成とすることも可能である。

40

【0015】

この場合、本発明に係る超音波診断装置は、被検体のボリューム組織速度データを記憶する組織速度三次元データ記憶部と、組織速度三次元データ記憶部に記憶されたボリューム組織速度データに基づく組織速度ボクセルデータを作成して記憶する組織速度ボクセルデータ作成部と、組織速度ボクセルデータ作成部に記憶された組織速度ボクセルデータからサンプルゲート内のデータを抽出する組織速度データ設定抽出部と、組織速度データ設

50

定抽出部で抽出されたデータに含まれる組織速度データに基づいて、ヒストグラムを作成するヒストグラム作成部と、前記ヒストグラムに基づいてドプラ波形の画像を作成するドプラ波形画像作成部とを備えた構成とすればよい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、ドプラ波形を作成するための血流データの収集範囲となるサンプルゲートを三次元的に設定し、被検体のボリューム血流像データから三次元のサンプルゲートにおけるドプラ波形を作成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

10

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1実施形態における擬似ドプラ波形構成部の処理フローを示す図である。

【図3】本発明の第1実施形態における血流像三次元データ記憶部内の格納データ、及びボリュームサンプルゲート処理の概念図である。

【図4】本発明の第1実施形態におけるボリュームサンプルゲートの設定法の一例を示す図である。

【図5】本発明の第1実施形態における血流情報補間部によって施される補間処理の概念図である。

20

【図6】本発明の第1実施形態におけるヒストグラム作成部において作成したヒストグラムの一例を示す図である。

【図7】本発明の第1実施形態における擬似ドプラ画像作成部において生成した擬似ドプラ波形の出力例を示す図である。

【図8】本発明の第1実施形態におけるボリュームサンプルゲートの設定例を示す図であって、相互に直交する複数の断層像上でボリュームサンプルゲートを表示させた図である。

【図9】本発明の第1実施形態において任意断面における断層像と擬似ドプラ波形を同時に表示させた表示態様の一例を示す図である。

【図10】本発明の第1実施形態において任意断面における断層像と複数の擬似ドプラ波形を同時に表示させた表示態様の一例を示す図である。

30

【図11】本発明の第2実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図12】本発明の第2実施形態における血流像ボクセルデータ作成部内の格納データ、及びボリュームサンプルゲート処理の概念図である。

【図13】本発明の第2実施形態におけるボリュームサンプルゲートの設定法の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。なお、以下の説明では、同一機能部材については、図面上で同一符号を付して重複説明を省略する。

40

【0019】

図1は、本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置1には、被検体10に当接させつつ機械式または電子的にビーム走査を行う超音波探触子2と、超音波探触子2を介して被検体10に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部5と、送信された超音波に対して被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部6と、送信部5と受信部6を制御する送受信制御部7と、受信部6で受信された反射エコー信号を整相加算する整相加算部8が備えられている。

50

【 0 0 2 0 】

超音波探触子 2 は、超音波の発生源であるとともに、被検体 1 0 から発生する反射エコー信号を受信する振動子の素子群が超音波送受信面に整列して配置された構成となっている。例えば、振動子の素子を超音波探触子の長尺方向に複数配列し、各振動子の素子に与える遅延時間を変えることで、長尺方向に対して送波や受波の収束点を設定可能な構成とすることができる。

【 0 0 2 1 】

送信部 5 及び受信部 6 は、超音波探触子 2 を駆動する超音波信号を送信するとともに、該超音波探触子 2 により受信された被検体 1 0 内からの反射エコー信号を受信する。具体的には、送信部 5 は、超音波探触子 2 の振動子を駆動して超音波信号を発生させるための送波パルスを、その収束点を所定の深さに設定して生成し、受信部 6 は、超音波探触子 2 の振動子で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅して受信信号（R F 信号）を生成している。

【 0 0 2 2 】

送受信制御部 7 は、送信部 5 及び受信部 6 を制御して血流像データを含む超音波像データを取得する。本実施形態においては、被検体 1 0 の体内の血流像データ及び断層像データを取得するべく、それぞれの画像データ用の超音波信号の送信部 5 からの送信タイミングと受信部 6 での受信タイミング、該受信部 6 で生成された R F 信号の整相加算部 8 への出力をそれぞれ制御している。

【 0 0 2 3 】

例えば、断層像データを取得する際、送受信制御部 7 は、超音波ビームを形成する超音波探触子 2 の複数振動子の組合せを配列方向にずらしながら被検体 1 0 の体内の断層部位に超音波ビームを走査させるように、送信部 5 及び受信部 6 を制御する。そして、超音波探触子 2 をその配列方向と交差する方向へ繰り返し揺動、もしくは回転移動や平行移動させることで、被検体 1 0 の表面から所定深さ位置の複数枚の断層像データを時相ごとに複数のボリュームデータとして収集、もしくは一括で収集し、収集の度に時相ごとにまとめて複数のボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 2 4 】

また、血流像データを取得する際、送受信制御部 7 は、超音波探触子 2 の振動子から被検体 1 0 の体内の血流部位にパルス波を複数回にわたって走査してドブラシフトの計測をしつつ、振動子を配列方向にずらしながら被検体 1 0 の体内の血流周辺部位にパルス波を走査させるように送信部 5 及び受信部 6 を制御する。その際、前記断層像データを取得するための超音波ビームにドブラシフト計測用のパルス信号を混在させるように送信部 5 及び受信部 6 を制御することも可能である。そして、超音波探触子 2 をその配列方向と交差する方向へ繰り返し揺動、もしくは回転移動や平行移動させることで、被検体 1 0 の表面から所定深さ位置の複数枚の血流像データを時相ごとに複数のボリュームデータとして収集、もしくは一括で収集し、収集の度に時相ごとにまとめて複数のボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 2 5 】

整相加算部 8 は、受信部 6 で増幅された R F 信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成して R F 信号フレームデータを生成するとともに、生成した R F 信号フレームデータを断層像データと血流像データに振り分けて転送する。

【 0 0 2 6 】

なお、上述したこれらの各部は、制御部 3 と通信可能に接続されており、被検体 1 0 の三次元の血流像及び断層像を表示器 9 に表示させるためのデータ計測条件や画像表示条件などの各種設定（設定条件）がコントロールパネル 4 を介して制御部 3 で制御可能な構成となっている。コントロールパネル 4 にはマウス、キーボード、トラックボール、タッチペン、ジョイスティックなどの操作デバイスが備えられており、上記設定条件を該操作デバイスで入力可能となっている。そして、コントロールパネル 4 から入力された設定条件に従って、上述した各部を制御部 3 で制御することが可能となっている。

【 0 0 2 7 】

また、超音波診断装置 1 には、被検体 1 0 の体内の三次元の断層像を生成するための三次元断層像生成手段として、二次元断層像構成部 2 0、断層像三次元データ記憶部 2 1、断層像ボクセルデータ作成部 2 2、断層像座標変換部 2 3 が備えられている。また、被検体 1 0 の体内の三次元の血流像を生成するための三次元血流像生成手段として、二次元血流像構成部 3 0、血流像三次元データ記憶部 3 1、血流像ボクセルデータ作成部 3 2、血流像座標変換部 3 3 が備えられている。

【 0 0 2 8 】

整相加算部 8 で生成された R F 信号フレームデータのうち、断層像データは二次元断層像構成部 2 0 に転送される。二次元断層像構成部 2 0 は、制御部 3 における前記設定条件に基づき、転送された断層像データ (R F 信号フレームデータ) に対してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、平滑化処理などの信号処理を行い、被検体 1 0 の濃淡断層画像 (例えば、白黒断層フレームデータ) を二次元断層像データとして構成する。本実施形態においては、超音波探触子 2 を走査面に交差する方向に移動して得られる被検体 1 0 の体内の断層部位における複数の二次元断層像データを構成する。

【 0 0 2 9 】

そして、断層像三次元データ記憶部 2 1 は、構成された二次元断層像データを被検体 1 0 に対する走査位置、時相ごとに並べてボリューム断層像データ (以下、断層像三次元データという) を生成し、生成した断層像三次元データを時系列に記憶する。

【 0 0 3 0 】

断層像ボクセルデータ作成部 2 2 は、断層像三次元データ記憶部 2 1 に記憶された断層像三次元データを三次元座標変換させ、直交する三次元の断層像ボクセルデータを作成して記憶する。本実施形態においては、ある時相に含まれる走査位置の断層像三次元データに対し、三次元座標変換を行い、直交する断層像ボクセルデータを作成する。かかる断層像ボクセルデータは、レンダリング部 2 4 に転送されてレンダリング処理が施され、断層像の三次元画像 (以下、三次元断層像という) が作成される。なお、レンダリング部 2 4 で行うレンダリング処理は、視線方向の断層ボリュームデータの輝度値と不透明度を深さ方向に演算して濃淡を与えるボリュームレンダリング法や、各点の画像が視点位置に該当する面に対してなす傾斜角に応じて濃淡を与えるサーフェスレンダリング法などを用いて行えばよい。

また、断層像座標変換部 2 3 は、ある時相に含まれる走査位置の断層像三次元データに対し、三次元座標変換を行い、任意断面における断層像を作成する。

【 0 0 3 1 】

一方、整相加算部 8 で生成された R F 信号フレームデータのうち、血流像データは二次元血流像構成部 3 0 に転送される。二次元血流像構成部 3 0 は、制御部 3 における前記設定条件に基づき、転送された血流像データ (R F 信号フレームデータ) に対して体動除去フィルタ処理、血流速度推定処理、血流量推定処理、空間フィルタ処理などの信号処理を行い、超音波探触子 2 に向かって近づく血球から生じる速度成分を正值で、遠ざかる血球から生じる速度成分を負値で表した血流速度フレームデータを二次元血流像データとして構成する。本実施形態においては、超音波探触子 2 を走査面に交差する方向に移動して得られる被検体 1 0 の体内の血流部位における複数の二次元血流像データを構成する。なお、二次元血流像データとして、血球からの反射強度を数値化した血流量フレームデータ、一定時間の速度分散を求めた血流速度分散フレームデータを併せて構成することも可能である。

【 0 0 3 2 】

そして、血流像三次元データ記憶部 3 1 は、構成された二次元血流像データを被検体 1 0 に対する走査位置、時相ごとに並べてボリューム血流像データ (以下、血流像三次元データという) を生成し、生成した血流像三次元データを時系列に記憶する。

【 0 0 3 3 】

血流像ボクセルデータ作成部 3 2 は、血流像三次元データ記憶部 3 1 に記憶された血流

10

20

30

40

50

像三次元データを三次元座標変換させ、直交する三次元の血流像ボクセルデータを作成して記憶する。本実施形態においては、ある時相に含まれる走査位置の血流像三次元データに対して三次元座標変換を行い、直交する血流像ボクセルデータを作成する。かかる血流像ボクセルデータは、レンダリング部24に転送されてレンダリング処理が施され、血流像の三次元画像（以下、三次元血流像という）が作成される。なお、レンダリング部24で行うレンダリング処理は、上述した三次元断層像と同様に、ボリュームレンダリング法やサーフェスレンダリング法を用いて行えばよい。

また、血流像座標変換部33は、ある時相に含まれる走査位置の血流像三次元データに対し、三次元座標変換を行い、任意断面における血流像を作成する。

【0034】

10

レンダリング部24で作成された三次元断層像及び三次元血流像、断層像座標変換部23で作成された断層像、及び血流像座標変換部33で作成された血流像は、画像合成部25へそれぞれ転送される。画像合成部25は、転送されたこれらの画像（例えば、三次元断層像と三次元血流像、あるいは上記断層像と血流像）を重畳し、重畳した画像を表示器9に表示させる。

【0035】

本実施形態において、超音波診断装置1には、血流像三次元データ記憶部31に記憶された三次元の血流像データに基づいて血流のドブラ波形を作成するためのドブラ波形作成手段として、擬似ドブラ波形構成部40が備えられている。以下、かかる擬似ドブラ波形構成部40について説明する。

20

【0036】

擬似ドブラ波形構成部40は、血流像三次元データ記憶部31に記憶されたボリューム血流像データからサンプルゲート内のデータを抽出し、サンプルゲート内のデータに含まれる血流像データに基づいて、ドブラ波形の画像を作成する。具体的には、擬似ドブラ波形構成部40は、サンプルゲート（詳細は後述）内のデータを血流像三次元データ記憶部31に記憶された血流像三次元データから抽出する血流像データ設定抽出部41と、該血流像データ設定抽出部41で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、ヒストグラム（図6参照）を作成するヒストグラム作成部43と、該ヒストグラム作成部43で作成されたヒストグラムに基づいてドブラ波形の画像（以下、擬似ドブラ波形という）を作成するドブラ波形画像作成部44とを備えている。また、擬似ドブラ波形構成部40は、血流像データ設定抽出部41で抽出されたデータを時間的、空間的にアップサンプリング（補間）する血流情報補間部42も備えており、ヒストグラム作成部43では血流情報補間部42で補間されたデータに含まれる血流像データに基づいたヒストグラムも作成可能となっている。

30

【0037】

図2には、擬似ドブラ波形構成部40の処理フローが示されており、以下、このフロー図を参照して、血流像データ設定抽出部41、血流情報補間部42、ヒストグラム作成部43、ドブラ波形画像作成部44について説明する。

血流像データ設定抽出部41の前段となる血流像三次元データ記憶部31には、二次元血流像データを被検体10に対する走査位置、時相ごとに並べて生成された血流像三次元データ、換言すれば、走査面に交差する方向に移動して得られる複数の二次元血流像データを三次元的な1つの組とした血流像のデータが時系列に並べて記憶されている。

40

【0038】

図3は、かかる血流像三次元データ記憶部31におけるデータの概念図であり、この場合、血流像三次元データの一例として、所定の時間間隔で生成された血流速度の三次元データ（複数の二次元血流像データの三次元的な組、以下、血流速度三次元データという）301、302、303、304が時系列に記憶された状態を示している。

【0039】

血流像データ設定抽出部41は、任意に設定されたサンプルゲートの形状に従って、血流速度三次元データ301、302、303、304をそれぞれ抽出して取得し、関心領域

50

(図3において305, 306, 307, 308で示す三次元の領域)内のデータをそれぞれ作成する(図2のS201)。

【0040】

ここで、サンプルゲートの設定方法について、図4を参照して説明する。なお、サンプルゲートの設定は、超音波診断装置1の操作者がコントロールパネル4の操作デバイスを用いて指定した所望の領域に対して制御部3や血流像データ設定抽出部41などで行えばよいが、制御部3や血流像データ設定抽出部41などが領域を自動的に指定して設定を行っても構わない。一例として、以下では、制御部3が血流像データ設定抽出部41を制御することにより、操作者が指定した所望の領域に対してサンプルゲートが設定される場合を想定して説明する。

10

【0041】

サンプルゲートは、擬似ドブラ波形を作成するにあたり、三次元空間に設定される血流像三次元データの収集範囲、換言すれば、血流像データ設定抽出部41によるデータ(一例として、血流速度三次元データ301, 302, 303, 304)の抽出領域となる関心領域を示すものであり、表示器9に表示させた二次元血流像データに基づく直交する2つの断層像上で設定される(図2のS202, S203)。なお、サンプルゲートは、関心領域における血流のドブラシフトの計測方向を指し示す軸(ドブラ計測軸)を含んでいてもよい。以下、関心領域、もしくは関心領域とドブラ計測軸で構成されるサンプルゲートを、まとめてボリュームサンプルゲートという。

ボリュームサンプルゲートを設定する際、表示器9には、三次元座標変換後の画像、具体的には、レンダリング部24で作成された三次元断層像と三次元血流像、あるいは断層像座標変換部23で作成された断層像と血流像座標変換部33で作成された血流像を画像合成部25で重畳させた画像を、断面画像(被検体10の断層像)として表示させる。図4には、Y-Z空間における被検体10の断層像401と、これと直交するX-Y空間における被検体10の断層像402の2つの面上において設定されたボリュームサンプルゲートの一例を示す。なお、この場合、X-Y空間における断層像402は超音波信号の走査面と平行な面、Y-Z空間における断層像401はこれと直交する面として定義している。

20

【0042】

Y-Z空間の断層像401におけるボリュームサンプルゲートは、関心領域403と、血流のドブラシフトの計測方向を指し示す軸405から構成される。同様に、X-Y空間の断層像402におけるボリュームサンプルゲートは、関心領域404と、血流のドブラシフトの計測方向を指し示す軸406から構成される。なお、実際の血流像三次元データの収集範囲は、関心領域403, 404で示される三次元空間となる。一例として、図4においては、関心領域403, 404とともに、軸(ドブラ計測軸)405, 406も表示させているが、これらのドブラ計測軸は表示させなくともよい。

30

これら2つの関心領域403, 404は同じ深度(Y方向距離)を共有し、Y-Z空間におけるボリュームサンプルゲートの交点(関心領域403と軸405の交点)407, 408は、X-Y空間におけるボリュームサンプルゲートの交点(関心領域404と軸406の交点)409, 410と空間上で一致している。したがって、例えば、Y-Z空間における交点407を移動した場合、X-Y空間における交点409も連動して移動する。

40

【0043】

すなわち、Y-Z空間の断層像401上、及びX-Y空間の断層像402上に所望の領域を1つずつ設定することで、三次元空間の同一領域に対応するボリュームサンプルゲートを一意に決定することができる。したがって、ボリュームサンプルゲートを三次元空間上で容易に設定することができ、擬似ドブラ波形を作成するための血流像三次元データの収集範囲を精細に指定することが可能となる。

また、Y-Z空間の断層像401及びX-Y空間の断層像402は、その画像データ計測中の任意の時間、位置などの前記設定条件に応じて表示させることができるため、ボリ

50

ュームサンプルゲートをかかるとかかる画像データ計測中の任意の時間、位置に応じて精度よく三次元的に設定することができる。

【 0 0 4 4 】

ここで、図 4 に示すポリウムサンプルゲートの関心領域 4 0 3, 4 0 4 は、図 3 に示す関心領域 3 0 5 ~ 3 0 8 と対応している。すなわち、図 4 には、表示器 9 に表示させた三次元座標変換後の画像上で設定された扇形のポリウムサンプルゲートの形態の一例が示されている。一方で、かかる扇形のポリウムサンプルゲートは、三次元座標変換前の血流像三次元データ（上述した血流像三次元データ記憶部 3 1 に格納された血流速度三次元データ）上では矩形の形状で表されることとなり、関心領域 4 0 3, 4 0 4 に対応するデータとして、図 3 に示すような矩形のデータ（関心領域 3 0 5, 3 0 6, 3 0 7, 3 0 8）が抽出される。つまり、図 3 に示す 4 つの関心領域 3 0 5, 3 0 6, 3 0 7, 3 0 8 は、一意に決定されたポリウムサンプルゲートの関心領域 4 0 3, 4 0 4 と対応するデータを、血流速度三次元データ 3 0 1, 3 0 2, 3 0 3, 3 0 4 からそれぞれ抽出した異なる時系列のデータ（相互に異なる時間成分を有するデータ）に相当する。

10

【 0 0 4 5 】

なお、図 4 には、Y - Z 空間における所定の断層像 4 0 1 と、これと直交する X - Y 空間における 1 つの断層像 4 0 2 の 2 つの面上において所望の領域を 1 つずつ設定することで、ポリウムサンプルゲートを一意に決定する例を示したが、ポリウムサンプルゲートの設定方法はこれに限定されない。

例えば、Y - Z 空間における所定の断層像と、これと直交する X - Y 空間における複数のスライスライン上の各断層像のそれぞれの面上で所望の領域を 1 つずつ設定することで、ポリウムサンプルゲートを一意に決定することができる。

20

【 0 0 4 6 】

図 8 には、このようなポリウムサンプルゲートの設定方法の一例を示す。この場合、Y - Z 空間における所定の断層像 8 0 1 と、これと直交する X - Y 空間における 8 本のスライスライン 8 0 2 ~ 8 0 9 上の各断層像 8 1 0 ~ 8 1 7 を表示器 9 に同時に表示させ、これらの面上で所望の領域（関心領域とドブラシフトの計測方向を指し示す軸からなるポリウムサンプルゲートに相当）を 1 つずつ設定することで、ポリウムサンプルゲートを一意に決定する。すなわち、Y - Z 空間における断層像 8 0 1 上で設定された領域 8 1 8 と、X - Y 空間における各断層像 8 1 0 ~ 8 1 7 上でそれぞれ設定された領域 8 1 9 ~ 8 2 6 により、所望のポリウムサンプルゲートが一意に決定される。なお、各断層像 8 0 1, 8 1 0 ~ 8 1 7 における設定領域 8 1 8 ~ 8 2 6 は、それぞれ任意に変更可能であり、これらは常時連動して変更され、ポリウムサンプルゲートを一意に決定する。また、図 8 にはドブラ計測軸を表示させた例を示しているが、ドブラ計測軸は表示させなくともよい。

30

【 0 0 4 7 】

これにより、ポリウムサンプルゲートを三次元空間上で正確かつ容易に設定することができ、擬似ドブラ波形を作成するための血流像三次元データの収集範囲をより一層精細に指定することができる。

なお、Y - Z 空間における断層像と X - Y 空間における断層像は、それぞれ少なくとも 1 つずつ表示されていればよく、その数は特に限定されない。

40

【 0 0 4 8 】

図 5 には、血流像三次元データ記憶部 3 1 に格納された血流速度三次元データ 3 0 1, 3 0 2, 3 0 3, 3 0 4（図 3）に対して血流情報補間部 4 2 によって施される補間処理の概念図が示されている。

血流情報補間部 4 2 は、設定される擬似ドブラ波形の表示時間に従って（図 2 の S 2 0 4）、時間的な内挿処理を行い、擬似ドブラ波形の更新時間間隔と同じ時間間隔の血流像三次元データを生成する（同図の S 2 0 5）。なお、擬似ドブラ波形の表示時間の設定は、超音波診断装置 1 の操作者が指定した時間となるように制御部 3 や血流情報補間部 4 2 などで行えばよいが、制御部 3 や血流情報補間部 4 2 などが表示時間を自動的に指定して

50

設定を行っても構わない。

【 0 0 4 9 】

例えば、血流速度三次元データ 3 0 1, 3 0 2, 3 0 3, 3 0 4 が所定の時間間隔で連続しており、擬似ドプラ波形をかかるときの時間間隔の半分の時間間隔で更新するように表示時間が設定された場合などにおいては、図 5 に示すような補間処理を行う。図 5 において、血流速度三次元データ 3 0 2 と血流速度三次元データ 3 0 3 の中間（別の捉え方をすれば、血流速度三次元データ 3 0 2 が生成されてから血流速度三次元データ 3 0 3 が生成されるまでの時間間隔の中間）における擬似ドプラ波形が必要な場合、血流速度三次元データ 3 0 2 から抽出された関心領域 3 0 6 内のデータと血流速度三次元データ 3 0 3 から抽出された関心領域 3 0 7 内のデータを内挿し、これらデータの中間に新たな関心領域 5 0 1 内のデータを生成する。

10

なお、設定される擬似ドプラ波形の表示時間によっては、血流情報補間部 4 2 では補間処理を行わない。例えば、設定される擬似ドプラ波形の表示時間よりも、血流速度三次元データ 3 0 1, 3 0 2, 3 0 3, 3 0 4 が短い時間間隔で連続している場合などは、補間処理を行わなくともよい。また、補間処理の実施有無を選択可能とし、後者が選択された場合は補間処理を行わないようにすることも想定可能である。

【 0 0 5 0 】

これにより、擬似ドプラ波形の更新間隔と同一の時間間隔で、血流速度三次元データから抽出された関心領域内のデータを連続させることができる。ここで、図 5 においては、連続する 2 つ（時系列の前後）の血流速度三次元データから抽出された関心領域内のデータ間に時系列的に 1 つの補間データを生成しているが、補間データの数、関心領域内のデータが擬似ドプラ波形の更新間隔と同一の時間間隔で連続するように任意に調整すればよい。

20

なお、関心領域 5 0 1 のデータ生成時には、空間的な内挿処理も行うことが可能であり、血流速度三次元データ（関心領域内データ）の密度に対し、あらかじめ設定された割合、あるいはあらかじめ設定されたデータ点数になるように密度を高めた血流速度三次元データ（関心領域内データ）を生成することも可能である。かかる割合やデータ点数の設定は、超音波診断装置 1 の操作者が指定した値となるように制御部 3 や血流情報補間部 4 2 などで行えばよいが、制御部 3 や血流情報補間部 4 2 などが値を自動的に指定して設定を行っても構わない。

30

【 0 0 5 1 】

ヒストグラム作成部 4 3 は、血流像データ設定抽出部 4 1 で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、血流速度に対応するボクセル数をカウントするとともに、カウントしたボクセル数を輝度で表したヒストグラムを作成する。本実施形態においては、血流速度三次元データ 3 0 1 ~ 3 0 4 の関心領域 3 0 5 ~ 3 0 8（図 3）内、及び血流情報補間部 4 2 にて作成した関心領域 5 0 1 内の血流速度三次元データの血流速度に対応するボクセル数を速度ごとにカウントし、ヒストグラムを作成する（図 2 の S 2 0 6）。その際、擬似ドプラ波形を作成するための血流速度三次元データの同一収集範囲である各関心領域 3 0 5 ~ 3 0 8, 5 0 1（別の捉え方をすれば、血流速度三次元データの計測時刻）に対し、それぞれヒストグラムが作成される。これにより、それぞれの関心領域 3 0 5 ~ 3 0 8, 5 0 1（つまり、血流速度三次元データの同一収集範囲）におけるヒストグラムが時系列に作成される。作成したヒストグラムの一例を図 6 に示す。

40

【 0 0 5 2 】

図 6 に示すように、ヒストグラム作成部 4 3 は、関心領域ごとに血流速度に対するボクセル数をカウントしたヒストグラム（血流速度ヒストグラム）6 0 1 を作成するとともに、この血流速度ヒストグラム 6 0 1 に基づいて、カウントした発生頻度を輝度で表したヒストグラム（カウント値を輝度変換した一次元のヒストグラム）6 0 2 を作成する。

この場合、ヒストグラム 6 0 1 は、横軸方向に血流速度（V）をとり、縦軸方向にその速度に対応するボクセル数をとって作成されている。なお、横軸方向には、中心点を原点とし、この原点を境に一方側（図 6 においては右側）へ超音波探触子 2 に向かって近づく

50

血球から生じる速度成分が正值として配され、他方側（同図においては左側）へ超音波探触子2から遠ざかる血球から生じる速度成分が負値として配されている。

また、ヒストグラム602は、ヒストグラム601の縦軸方向のボクセル数に対応し、その数が多くなるに従って輝度を高くする一方で、少なくなるに従って輝度を低くしてボクセル数の変化を輝度変化に変換して作成されている。なお、このような輝度変換ではなく、色相などによりボクセル数の変化を変換させてもよい。

【0053】

そして、ドブラ波形画像作成部44は、ヒストグラム作成部43で作成されたヒストグラム602を時系列に並べ、縦軸方向もしくは横軸方向の一方を血流速度、他方を時間として擬似ドブラ波形を作成する（図2のS206）。本実施形態においては、ヒストグラム作成部43で作成された関心領域305～308,501（血流速度三次元データの同一収集範囲）における各ヒストグラム602を縦軸方向に血流速度（V）、横軸方向に時間をとるように並べて配置して擬似ドブラ波形701を作成するとともに、該擬似ドブラ波形701を表示器9に表示させている。作成した擬似ドブラ波形の一例を図7に示す。なお、血流速度は、超音波探触子2に向かって近づく血球から生じる速度成分を正值、遠ざかる血球から生じる速度成分を負値として配している。その際、速度成分の強度を輝度に反映させればよいが、色相などにより血流速度の強度変化を表示させてもよい。

【0054】

上述したように、ボリュームサンプルゲートは血流速度三次元データの計測中の任意の時間、位置やその数などに応じて表示させたY-Z空間の断層像401及びX-Y空間の断層像402上で設定することができる。このため、かかるボリュームサンプルゲートの設定条件である血流速度三次元データの計測中の任意の時間、位置やその数などに応じて擬似ドブラ波形を作成することができる。この結果、擬似ドブラ波形の作成精度の向上を図ることができ、検査後読影や遠隔読影による解析精度の向上を図ることが可能となる。

【0055】

この場合、擬似ドブラ波形701は、画像合成部25に転送され、該擬似ドブラ波形701が作成された関心領域における血流像、断層像、もしくは関心領域における三次元画像と同時に表示器9に表示させる。例えば、上述した断層像座標変換部23で作成された断層像と血流像座標変換部33で作成された血流像を画像合成部25で重畳させた画像や、レンダリング部24で作成された三次元断層像と三次元血流像などとともに、擬似ドブラ波形701が表示される。

加えて、本実施形態においては、ヒルベルト変換部45を設けており、擬似ドブラ波形701を表示器9に表示させるとともに、音声として出力することも可能としている。この場合、ヒルベルト変換部45は、ドブラ波形画像作成部44で作成した擬似ドブラ波形701をヒルベルト変換し、変換後の音声データを音声出力部11より出力する。

これにより、検査後読影や遠隔読影による解析精度のより一層の向上を図ることが可能となる。

【0056】

図9には、任意断面における断層像と擬似ドブラ波形を同時に表示器9に表示させた表示態様の一例が示されている。この場合、Y-Z空間における所定の断層像と、これと直交するX-Y空間における8本のスライスライン上の各断層像からなる9つの画像群901と、該画像群901上で設定したボリュームサンプルゲートに基づいて作成された擬似ドブラ波形902を同時に表示させている。

【0057】

擬似ドブラ波形902上には、時間軸（横軸）方向へスライド可能なスライドバー903が表示されており、該スライドバー903を時間軸に沿ってスライドさせることで、任意の時相における画像群901のボリュームサンプルゲートに基づいた擬似ドブラ波形902を表示させることができる。その際、画像群901の表示態様もかかる時相におけるものに変更される。すなわち、スライドバー903をスライドさせることで、異なる時相

10

20

30

40

50

の画像群 9 0 1 を表示させることも可能となる。かかるスライダー 9 0 3 の操作は、超音波診断装置 1 の操作者がコントロールパネル 4 の操作デバイスなどを用いて手動で行ってもよいし、制御部 3 などにより自動的に行っても構わない。

【 0 0 5 8 】

なお、図 9 においては、一例として、Y - Z 空間における断層像、及び X - Y 空間における断層像に対し、それぞれ 1 つずつのみボリュームサンプルゲート（関心領域及びドブラ計測軸）を示した表示態様としているが、ボリュームサンプルゲートを表示させる断層像の数は特に限定されない。例えば、図 8 に示すようにすべての断層像に対してボリュームサンプルゲートを表示させる態様であっても構わない。いずれの場合であっても、ドブラ計測軸は表示させなくともよい。

10

【 0 0 5 9 】

また、図 1 0 には、任意断面における断層像と複数の擬似ドブラ波形を同時に表示器 9 に表示させた表示態様の一例が示されている。この場合、Y - Z 空間における所定の断層像 1 0 0 2 と、これと直交する X - Y 空間における複数の断層像群 1 0 0 1 の各断層像上で複数のボリュームサンプルゲート（関心領域及びドブラ計測軸）が異なる位置に設定されており、これらのボリュームサンプルゲートにおける擬似ドブラ波形をそれぞれ作成するとともに、作成されたこれらの擬似ドブラ波形を同時に表示させている。

【 0 0 6 0 】

具体的には、Y - Z 空間における断層像 1 0 0 2 に対して 3 つのボリュームサンプルゲート 1 0 0 3 , 1 0 0 4 , 1 0 0 5 が設定され、Y - Z 空間と直交する X - Y 空間における 8 本のスライスライン上の複数の断層像群 1 0 0 1 の各断層像に対して 3 つのボリュームサンプルゲート 1 0 0 6 , 1 0 0 7 , 1 0 0 8 がそれぞれ設定されている。Y - Z 空間及び X - Y 空間におけるこれらのボリュームサンプルゲートは相互に一致しており、その対応関係を「○（丸）」、「△（三角）」、「★（星）」のマークによって示している。

20

また、これらのマークで対応付けられた 3 組のボリュームサンプルゲートに基づいて作成された 3 つの擬似ドブラ波形 1 0 0 9 , 1 0 1 0 , 1 0 1 1 が同時に表示されている。その際、各擬似ドブラ波形 1 0 0 9 , 1 0 1 0 , 1 0 1 1 に「○」、「△」、「★」のマークが添えられており、3 組のボリュームサンプルゲートとの対応関係が明確にされている。

【 0 0 6 1 】

なお、複数のボリュームサンプルゲートとそれに基づいて作成された擬似ドブラ波形を対応付けるためのインターフェイスは、「○」、「△」、「★」マークのような各種の記号ではなく、配色や線種などを変更して表示させる態様とすることも可能である。また、Y - Z 空間及び X - Y 空間の断層像にそれぞれ表示させるボリュームサンプルゲートの数、換言すれば、生成させる複数の擬似ドブラ波形の数は特に限定されず、例えば、2 つあるいは 4 つ以上であっても構わない。加えて、表示させる断層像の数も特に限定されず、例えば、Y - Z 空間及び X - Y 空間の断層像をそれぞれ 1 つずつのみ表示させた表示態様であっても構わない。

30

また、図 9 に示す表示態様のよう、擬似ドブラ波形上にスライダーを表示させ、任意の時相における画像群のボリュームサンプルゲートに基づいた擬似ドブラ波形や異なる時相の画像群を表示させることも可能である。

40

【 0 0 6 2 】

ここまで、本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置（図 1）について説明したが、本発明に係る超音波診断装置の構成は、上述した第 1 実施形態には限定されず、発明の範囲内において適宜設計変更することが可能であり、この場合にも同様の作用効果を奏することができる。

図 1 1 には、本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック図を示す。図 1 1 に示すように、本実施形態は、上述した第 1 実施形態と基本的な構成を共通させているが、擬似ドブラ波形構成部 4 0 における血流像データ設定抽出部 4 1 のデータ転送元が血流像ボクセルデータ作成部 3 2 である点、換言すれば、関心領域内のデータを作成するための抽出元のデータが血流像ボクセルデータ作成部 3 2 によって作成された三次元の血流

50

像ボクセルデータである点が相違している。なお、本実施形態において、血流像ボクセルデータ作成部 32 は、ある時相に含まれる所望の走査位置の血流像三次元データに対し、三次元座標変換を行うことで、直交する血流像ボクセルデータ（三次元の血流像ボクセルデータ）を作成するとともに、これを記憶することが可能な構成となっており、作成した血流像ボクセルデータ及び記憶した血流像ボクセルデータのいずれであっても、血流像データ設定抽出部 41 へ転送可能に構成されている。

【0063】

図 12 は、かかる血流像ボクセルデータ作成部 32 におけるデータの概念図であり、この場合、血流像ボクセルデータの一例として、所定の時間間隔で生成された血流速度の三次元ボクセルデータ（以下、血流速度三次元ボクセルデータという）1201, 1202, 1203, 1204 が時系列に記憶された状態を示している。

【0064】

血流像データ設定抽出部 41 は、任意に設定されたボリュームサンプルゲートの形状に従って、血流速度三次元ボクセルデータ 1201, 1202, 1203, 1204 をそれぞれ抽出して取得し、関心領域（図 12 において 1205, 1206, 1207, 1208 で示す三次元の領域）内のデータをそれぞれ作成する。

【0065】

ここで、血流像データ設定抽出部 41 におけるボリュームサンプルゲートの設定方法について、図 13 を参照して説明する。なお、ボリュームサンプルゲートの設定は、超音波診断装置 1 の操作者がコントロールパネル 4 の操作デバイスを用いて指定した所望の領域に対して制御部 3 や血流像データ設定抽出部 41 などで行えばよいが、制御部 3 や血流像データ設定抽出部 41 などが領域を自動的に指定して設定を行っても構わないことは、上述した第 1 実施形態と同様である。以下、第 1 実施形態と同様の点については説明を省略し、相違する点について詳述する。

【0066】

ボリュームサンプルゲートは、擬似ドブラ波形を作成するにあたり、三次元座標変換後の三次元空間に設定される血流像三次元データの収集範囲、換言すれば、血流像データ設定抽出部 41 によるデータ（一例として、血流速度三次元ボクセルデータ 1201, 1202, 1203, 1204）の抽出領域となる関心領域を示すものであり、表示器 9 に表示させた二次元血流像データに基づく直交する 2 つの断層像上に領域を 1 つずつ設定することで一意に決定できる。図 13 には、Y - Z 空間における被検体 10 の断層像 1301 と、これと直交する X - Y 空間における被検体 10 の断層像 1302 の 2 つの面上において所望の領域を 1 つずつ設定することで一意に決定したボリュームサンプルゲートの一例を示す。なお、Y - Z 空間における断層像 1301、及び X - Y 空間における断層像 1302 と内部のボクセルデータ（血流速度三次元ボクセルデータ）の位置関係は視点によって任意に変動するが、図 13 において、X - Y 空間における断層像 1302 は超音波信号の走査面と平行な面、Y - Z 空間における断層像 1301 はこれと直交する面として定義している。

【0067】

Y - Z 空間の断層像 1301 におけるボリュームサンプルゲートは、関心領域 1303 で構成され、X - Y 空間の断層像 1302 におけるボリュームサンプルゲートは、関心領域 1304 で構成される。本実施形態においては、三次元座標変換後のボクセル座標上（三次元空間）においてボリュームサンプルゲートを設定するため、上述した第 1 実施形態（図 4）のようにドブラシフトの計測方向を指し示す軸（ドブラ計測軸）はなくともよい。ただし、第 1 実施形態（図 4）と同様に、関心領域とドブラ計測軸によりボリュームサンプルゲートを構成することも可能である。この場合、ドブラ計測軸は表示させてもよいし、表示させなくても構わない。

これら 2 つのボリュームサンプルゲート（すなわち、関心領域 1303 と関心領域 1304）は同じ深度（Y 方向距離）を共有し、その高さ（図 13 における上下方向の距離）は連動して変化する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

ここで、図 1 3 に示すボリュームサンプルゲートの関心領域 1 3 0 3, 1 3 0 4 は、図 1 2 に示す関心領域 1 2 0 5 ~ 1 2 0 8 と対応している。すなわち、図 1 3 には、表示器 9 に表示させた座標変換後の画像上で設定された矩形のボリュームサンプルゲートの形態の一例が示されている。一方で、かかる矩形のボリュームサンプルゲートは、血流像ボクセルデータ作成部 3 2 においても矩形の形状で表されることとなり、関心領域 1 3 0 3, 1 3 0 4 に対応するデータとして、図 1 2 に示すような矩形のデータ（関心領域 1 2 0 5, 1 2 0 6, 1 2 0 7, 1 2 0 8）が抽出される。これは、血流像ボクセルデータ作成部 3 2 において作成、記憶された血流像ボクセルデータが三次元座標変換後のデータであることによる第 1 実施形態（抽出元のデータが図 3 に示す三次元座標変換前の血流像三次元データ）との相違である。また、図 1 2 に示す 4 つの関心領域 1 2 0 5, 1 2 0 6, 1 2 0 7, 1 2 0 8 は、一意に決定されたボリュームサンプルゲートの関心領域 1 3 0 3, 1 3 0 4 と対応するデータを、血流速度三次元ボクセルデータ 1 2 0 1, 1 2 0 2, 1 2 0 3, 1 2 0 4 からそれぞれ抽出した異なる時系列のデータ（相互に異なる時間成分を有するデータ）に相当する。

10

【 0 0 6 9 】

なお、本実施形態においては、矩形のボリュームサンプルゲート（関心領域 1 3 0 3, 1 3 0 4）を設定し（図 1 3）、該ボリュームサンプルゲートに対応するデータとして、矩形（直方体）のデータ（関心領域 1 2 0 5, 1 2 0 6, 1 2 0 7, 1 2 0 8）を抽出している（図 1 2）が、例えば、丸形のボリュームサンプルゲートを設定し、これに対応するデータとして球形のデータ（関心領域）を抽出する構成とすることなども可能である。

20

【 0 0 7 0 】

上述した第 1 実施形態（図 1）、及び第 2 実施形態（図 1 1）では、ドプラ波形画像作成部 4 4 において血流速度のヒストグラムに基づいて擬似ドプラ波形を作成しているが、超音波診断装置 1 では、二次元血流像データとして、血流速度フレームデータに加えて、血球からの反射強度を数値化した血流量フレームデータ、一定時間の速度分散を求めた血流速度分散フレームデータも併せて構成することが可能である。そして、構成されたこれらの二次元血流像データを被検体 1 0 に対する走査位置、時相ごとに並べて血流像三次元データを生成するとともに、血流像三次元データ記憶部 3 1 に時系列に記憶することも可能である。

30

したがって、これらの血流量フレームデータ及び血流速度分散フレームデータによれば、血流速度と同時に計算される血流データの信号強度に基づく血流量（血流パワーとも称される）と、血流速度のばらつきに基づいた血流速度分散を用いて血流速度のヒストグラムを補正し、補正後のヒストグラムに基づいて擬似ドプラ波形を作成することも可能である。

【 0 0 7 1 】

そこで、以下、このような血流量と血流速度分散を用いた血流速度ヒストグラムの補正について説明する。

まず、血流量を用いたヒストグラムの補正から説明する。

上述した第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、ヒストグラム作成部 4 3 において、横軸方向に血流速度をとり、その速度に対応するボクセル数を縦軸方向にとることでヒストグラム（図 6 に示すヒストグラム 6 0 1）を作成している。

40

しかしながら、実際には、関心領域内の血流像三次元データにおけるボクセルの位置により血流データの信号強度が異なるため、ボクセル数を均等に累算して縦軸方向の大きさを決定するのではなく、1 ボクセルあたりの血流量に応じた大きさを縦軸方向に累算する。したがって、かかるヒストグラムに基づいて擬似ドプラ波形を作成することで、その波形強度を、体積（ボクセル数）ではなく血流データの信号強度に基づいて作成することができ、より高精度な擬似ドプラ波形を作成することが可能となる。

【 0 0 7 2 】

本補正方法を用いる場合、初めに、関心領域内の血流像三次元データにおけるボクセル

50

の血流速度により、横軸を決定する。血流量を加味しない場合は、この血流速度成分に対し、ボクセル数 1 を加算する。

これに対し、血流量を用いて補正する場合、血流速度に対応するボクセル数ではなく、血流量（信号強度）を縦軸方向に加算する。そして、これを関心領域内の血流像三次元データのボクセルすべてに対して実施する。この結果、縦軸方向には 1 ボクセルあたりの血流量（信号強度）に応じた大きさが累算されることになる。これにより、血流像三次元データの血流量に基づいた高精度な擬似ドブラ波形を作成することができる。なお、擬似ドブラ波形は、ヒストグラム作成部 4 3 でこのような補正を加えたヒストグラム、及び該ヒストグラムの縦軸方向の血流量（信号強度）を輝度で表した一次元のヒストグラムを作成し、ドブラ波形画像作成部 4 4 で該一次元のヒストグラムを縦軸方向に補正後の血流速度、横軸方向に時間をとるように並べて配置して作成すればよい。

10

【 0 0 7 3 】

次に、血流速度分散を用いたヒストグラムの補正について説明する。

関心領域内の血流像三次元データにおける 1 ボクセル内には、実際は複数の血流速度成分が存在する。この複数の血流速度成分は、血流速度分散として血流速度とともに推定しているため、血流速度を速度の中心として血流分散に基づいた確率密度関数を用いて周辺の血流速度成分を算定し、縦軸方向に累算する。したがって、かかるヒストグラムに基づいて擬似ドブラ波形を作成することで、その波形分布を、体積（ボクセル数）ではなく血流データから得られる詳細な速度成分に基づいて作成することができ、より高精度な擬似ドブラ波形を作成することが可能となる。

20

【 0 0 7 4 】

本補正方法を用いる場合、初めに、関心領域内の血流像三次元データにおけるボクセルの血流速度により、横軸を決定する。血流速度分散を加味しない場合は、この血流速度成分に対し、ボクセル数 1 を加算する。

これに対し、血流速度分散を用いて補正する場合、確率密度関数に基づいて周辺の速度成分を算定する。例えば、血流速度を μ 、血流速度分散を σ とした場合、血流速度 μ の周辺の血流速度 v の強度 $F(v)$ は、一般的な一次元正規分布に基づく、下記の式で算定される。

$$F(v) = 1/(\text{sqrt}(2\pi) \cdot \sigma) \cdot \exp(-(v - \mu) \cdot (v - \mu)/(2 \cdot \sigma \cdot \sigma)) \quad \dots (1)$$

したがって、血流速度 μ の周辺の血流速度 v の強度 $F(v)$ は、血流速度分散 σ を用いて算定することができ、ヒストグラムの横軸方向における血流速度 μ に対して縦軸方向に 1 を加算するとともに、周辺の血流速度 v における強度 $F(v)$ を加算する。そして、これを関心領域内の血流像三次元データのボクセルすべてに対して実施する。この結果、縦軸方向には血流分散に基づいて周辺の血流速度 v の強度 $F(v)$ に応じた大きさが累算されることになる。これにより、血流像三次元データの血流速度分散に基づいた高精度な擬似ドブラ波形を作成することができる。なお、擬似ドブラ波形は、ヒストグラム作成部 4 3 でこのような補正を加えたヒストグラム、及び該ヒストグラムの縦軸方向の周辺血流速度の強度（血流速度分散）を輝度で表した一次元のヒストグラムを作成し、ドブラ波形画像作成部 4 4 で該一次元のヒストグラムを縦軸方向に補正後の血流速度、横軸方向に時間をとるように並べて配置して作成すればよい。

30

40

【 0 0 7 5 】

上述した補正例では、血流量もしくは血流速度分散のいずれか一方を用いて血流速度のヒストグラムを補正し、擬似ドブラ波形の作成を行っているが、血流量と速度分散の両方を用いてかかるヒストグラムの補正を行うことも可能である。

この場合、関心領域内の血流像三次元データの血流速度 μ のボクセルにおける血流量が ρ 、血流速度分散が σ であるとすれば、血流速度 μ の周辺の血流速度 v の強度は上式 (1) を用いて $\rho \cdot F(v)$ として求められる。

したがって、1 つのボクセルについて、血流速度と血流量から中心のドブラ強度を算定し、ヒストグラムの横軸方向にとられるすべての速度成分を分散と血流量から算定し、関心領域内の血流像三次元データのボクセルすべてに対して累算を行うことで、さらに高精

50

度な擬似ドブラ波形を作成することができる。

【 0 0 7 6 】

以上、本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置（図 1）、及び第 2 実施形態に係る超音波診断装置（図 11）によれば、擬似ドブラ波形を作成するための血流データの収集範囲となるボリュームサンプルゲートを、三次元の血流像に基づいてデータ計測中の任意の時間、位置やその数などの条件下で精度よく三次元的に設定することができるとともに、設定された三次元のボリュームサンプルゲートにおける擬似ドブラ波形をかかる条件に応じて作成することができる。

したがって、擬似ドブラ波形の検査後読影や遠隔読影を行う場合のデータ解析精度の向上を図ることができる。特に、週単位で大きく変化する胎児の心臓構造のように同一データの再取得が現実的に難しい場合や、現在の病態に至るまでの経過を遡って解析する場合、あるいは治療や教育の際に過去の症例を多面的に解析する場合などにおいて、そのデータ解析精度を格段に向上させることが可能となる。

【 0 0 7 7 】

なお、上記の実施形態では、血流速度三次元データに基づいて擬似ドブラ波形を作成する方法について説明したが、同様の構成により組織速度データを収集することも可能である。この時、胎児心臓の血流速度ではなく胎児心臓の心筋速度三次元データに基づいて一次元ヒストグラムを作成し、一次元ヒストグラムに基づいて擬似ドブラ波形を作成し、組織ドブラ像を表示することも可能である。

ここでは、上記で説明した超音波診断装置と異なる構成要件のみ説明する。血流像三次元データ記憶部 31 に置き換えて、被検体のボリューム組織速度データを記憶する組織速度三次元データ記憶部（図示しない。）を備え、擬似ドブラ波形構成部 40 は、組織速度三次元データ記憶部に記憶されたボリューム組織速度データからサンプルゲート内のデータを抽出し、サンプルゲート内のデータに含まれる組織速度データに基づいて、ドブラ波形の画像を作成する。

擬似ドブラ波形構成部 40 は、組織速度三次元データ記憶部に記憶されたボリューム組織速度データに基づく組織速度ボクセルデータを作成して記憶する組織速度ボクセルデータ作成部（図示しない。）と、組織速度像ボクセルデータ作成部に記憶された組織速度ボクセルデータからサンプルゲート内のデータを抽出する組織速度データ設定抽出部（図示しない。）と、該組織速度データ設定抽出部で抽出されたデータに含まれる血流像データに基づいて、ヒストグラムを作成するヒストグラム作成部と、ヒストグラムに基づいてドブラ波形の画像を作成するドブラ波形画像作成部 44 とを備える。

【符号の説明】

【 0 0 7 8 】

- 1 超音波診断装置
- 10 被検体
- 31 血流像三次元データ記憶部
- 40 擬似ドブラ波形構成部
- 41 血流像データ設定抽出部
- 43 ヒストグラム作成部
- 44 ドブラ波形画像作成部

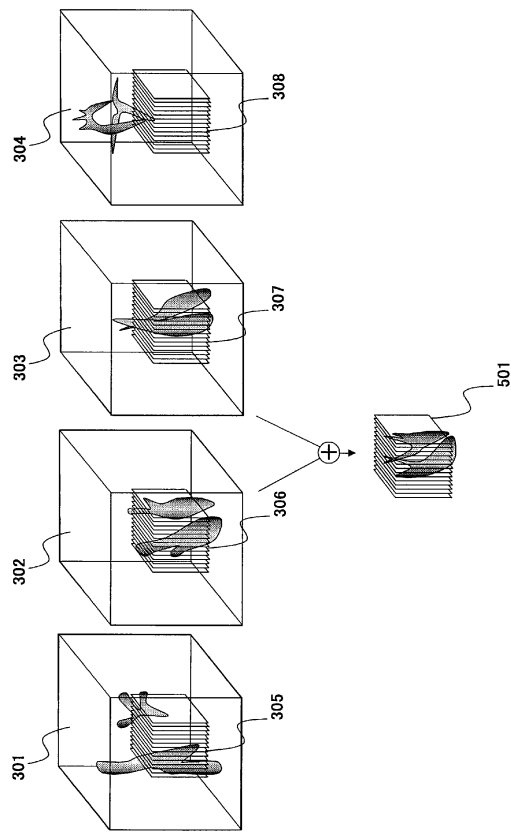
10

20

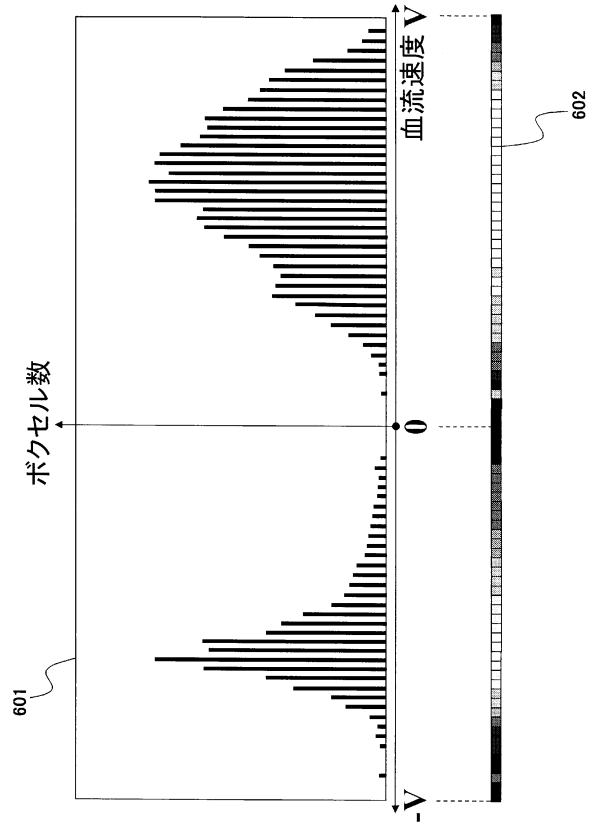
30

40

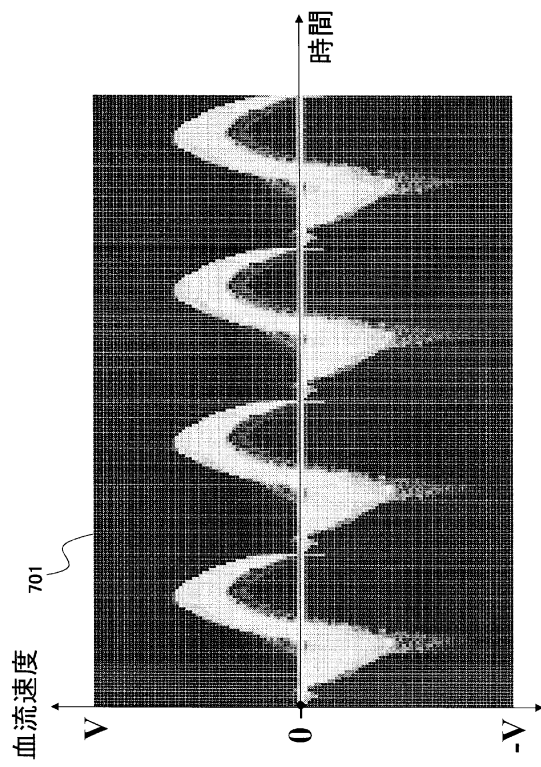
【図 5】



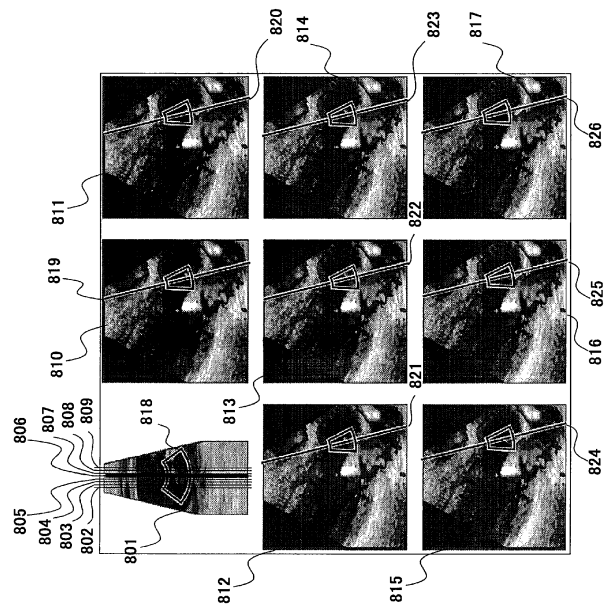
【図 6】



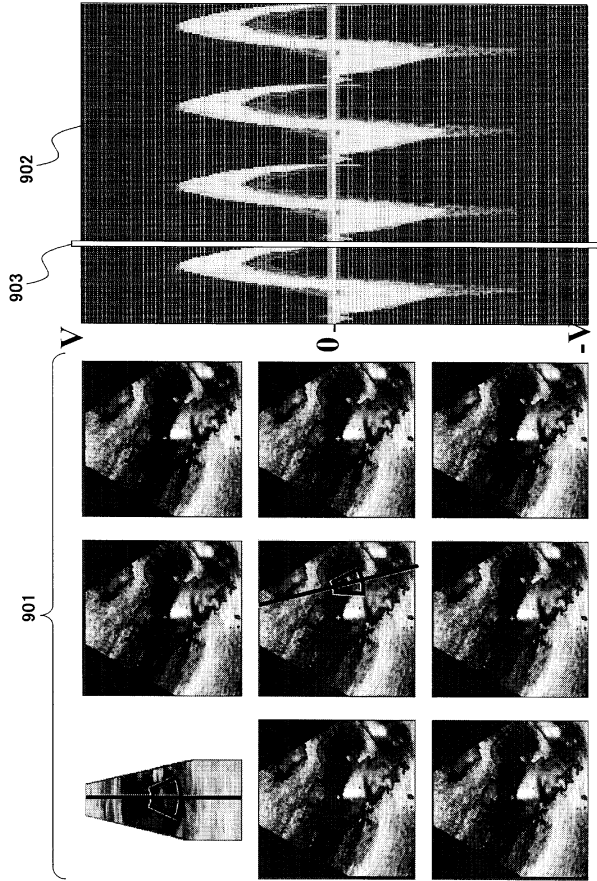
【図 7】



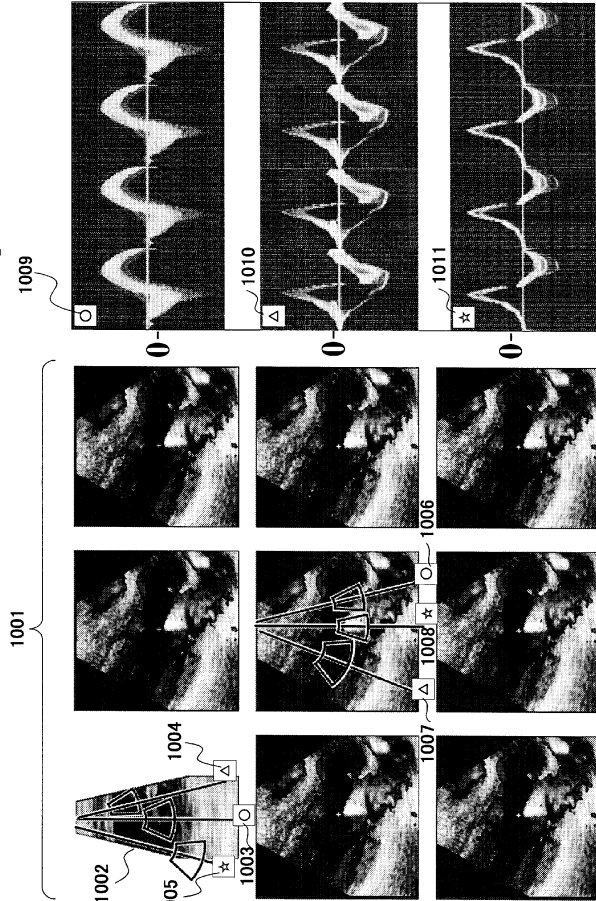
【図 8】



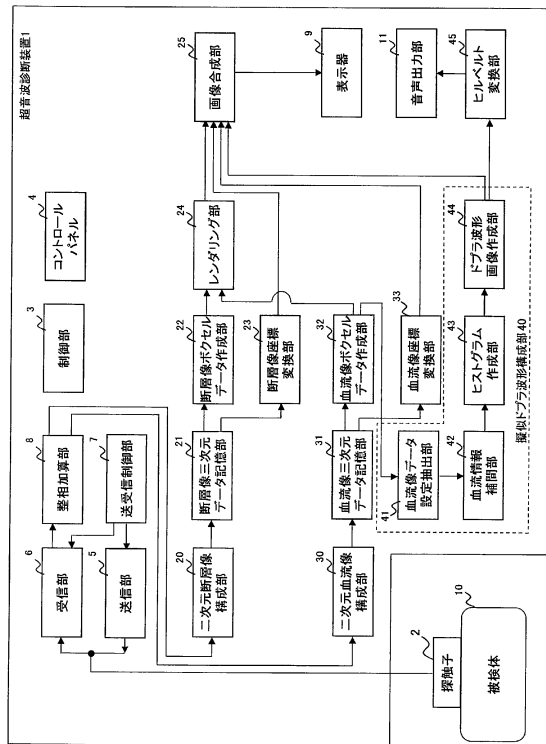
【図 9】



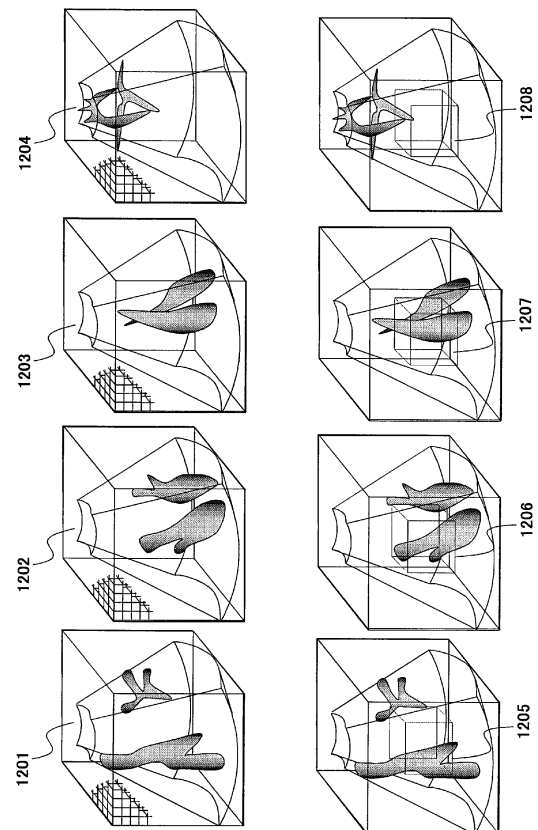
【図 10】



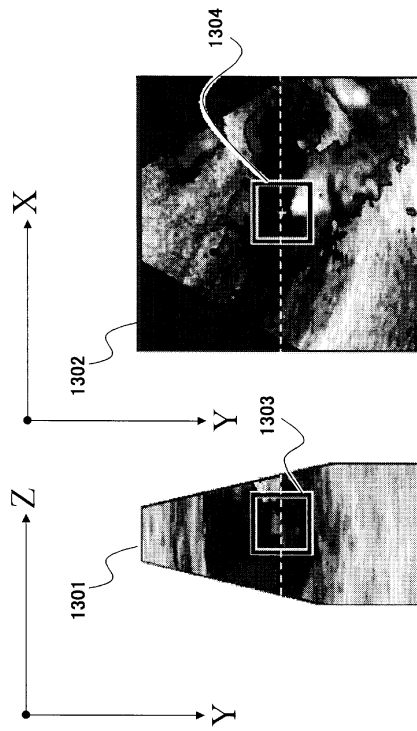
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 0 9 5 2 7 8 (J P , A)
特開平 0 6 - 3 0 4 1 7 0 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 8 3 3 9 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5959880B2	公开(公告)日	2016-08-02
申请号	JP2012042713	申请日	2012-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/JB16 4C601/JB18 4C601/JB51 4C601/JC02 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK31		
代理人(译)	田村 尚隆		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2013176492A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过三维地设置样本门，从对象的体积血流图像数据在三维样本门中生成多普勒波形。血流图像三维数据存储单元（31），用于从存储在血流图像三维数据存储单元中的体积血流图像数据存储对象（10）的体积血流图像数据和样本门上的数据并且基于样本门中的数据中包括的血流图像数据生成多普勒波形图像（血流图像数据设置提取部分41，直方图生成部分43，多普勒波形）并且，图像生成单元44）用于配置超声诊断设备1。点域1

