

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6073563号
(P6073563)

(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)

(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 13 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2012-63560 (P2012-63560)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年3月21日(2012.3.21)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-192779 (P2013-192779A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年9月30日(2013.9.30)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成26年12月18日(2014.12.18)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(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
		(72) 発明者	浜田 賢治
			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
		審査官	宮川 哲伸
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送受信制御により、一列に配列された振動子群を揺動させることで、超音波の3次元走査を行なう超音波プローブと、

前記超音波プローブが行なう3次元走査により生成されるデータを、前記振動子群の揺動方向に沿って位置が連続して変更される複数の所定断面を2次元走査することで生成される複数の2次元データとして所定の記憶部に格納するように制御する格納制御部と、

前記所定の記憶部に格納された前記複数の2次元データに基づく複数の2次元画像データであって、動画データとして表示される場合に前記振動子群の揺動方向に対応する順序で表示される前記複数の2次元画像データにD I C O M規格における標準規格の動画データ用のタグを付与し、前記標準規格の動画データ用のタグが付与された前記複数の2次元画像データを所定の出力部に出力するように制御する出力制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記出力制御部は、前記複数の2次元画像データを構成する各2次元画像データに、2次元走査された位置を示す付帯情報を付与して出力するように制御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】

前記出力制御部は、前記複数の2次元画像データを構成する各2次元画像データに、前記付帯情報に基づく画像データを重畳して出力するように制御することを特徴とする請求

10

20

項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記付帯情報に基づく画像データは、3次元走査の対象となる臓器を模擬した簡易画像を用いたデータであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記簡易画像は、3次元走査の対象となる臓器ごとに選択可能であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記格納制御部は、前記複数の 2 次元データとして、前記複数の 2 次元画像データを前記所定の記憶部に格納するように制御し、

前記出力制御部は、前記所定の記憶部に格納された前記複数の 2 次元画像データを動画データとして前記所定の出力部に出力するように制御することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記格納制御部は、更に、前記 3 次元走査により生成される 3 次元データを前記所定の記憶部に格納するように制御し、

前記出力制御部は、更に、前記所定の記憶部に格納された前記 3 次元データに基づく 3 次元画像データを前記所定の出力部に出力するように制御することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記格納制御部は、前記複数の 2 次元データとして、複数の 2 次元反射波データを前記所定の記憶部に格納するように制御し、

前記出力制御部は、前記複数の 2 次元反射波データに基づく複数の 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの少なくとも 1 つを前記所定の出力部に出力するように制御することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記複数の所定断面それぞれの位置は、一定の量ごとに変更されることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記複数の 2 次元画像データを動画データとして参照した操作者から、走査条件の変更を受け付ける入力部を更に備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記格納制御部は、前記複数の所定断面による 2 次元走査の位置が変更される範囲を、格納制御を行なう 1 単位とすることを特徴とする請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

一列に配列された振動子群を揺動させることで超音波の 3 次元走査を行なう超音波プローブが送受信制御により行なう 3 次元走査により生成されるデータを、前記振動子群の揺動方向に沿って位置が連続して変更される複数の所定断面を 2 次元走査することで生成される複数の 2 次元データとして所定の記憶部に格納するように制御する格納制御部と、

前記所定の記憶部に格納された前記複数の 2 次元データに基づく複数の 2 次元画像データであって、動画データとして表示される場合に前記振動子群の揺動方向に対応する順序で表示される前記複数の 2 次元画像データに D I C O M 規格における標準規格の動画データ用のタグを付与し、前記標準規格の動画データ用のタグが付与された前記複数の 2 次元画像データを所定の出力部に出力するように制御する出力制御部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 13】

一列に配列された振動子群を揺動させることで超音波の 3 次元走査を行なう超音波プローブが送受信制御により行なう 3 次元走査により生成されるデータを、前記振動子群の揺

10

20

30

40

50

動方向に沿って位置が連続して変更される複数の所定断面を２次元走査することで生成される複数の２次元データとして所定の記憶部に格納するように制御する格納制御手順と、

前記所定の記憶部に格納された前記複数の２次元データに基づく複数の２次元画像データであって、動画データとして表示される場合に前記振動子群の揺動方向に対応する順序で表示される前記複数の２次元画像データにＤＩＣＯＭ規格における標準規格の動画データ用のタグを付与し、前記標準規格の動画データ用のタグが付与された前記複数の２次元画像データを所定の出力部に出力するように制御する出力制御手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【０００１】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、超音波の３次元走査が可能な超音波プローブにより、３次元の超音波画像データ（ボリュームデータ）を生成し、ボリュームデータに基づく２次元画像を表示する超音波診断装置が実用化されている。超音波の３次元走査が可能な超音波プローブとしては、２次元走査用に一列に配置された複数の振動子を機械的に揺動することで３次元走査を行なうメカニカル４Ｄプローブや、格子状に配置された複数の振動子により電子的に３次元走査を行なう２Ｄアレイプローブがある。

20

【０００３】

かかる超音波診断装置は、ボリュームデータを表示するための画像として、例えば、３次元走査を行なった領域における所定断面のＭＰＲ（Multi Planer Reconstruction）画像をボリュームデータから再構成する。しかし、ボリュームデータから生成された表示用の画像には、画質の劣化が生じてしまう場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２０００－１３２６６４号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

本発明が解決しようとする課題は、超音波の３次元走査により表示される画像の画質劣化を回避することができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、格納制御部と、出力制御部とを備える。超音波プローブは、送受信制御により、一列に配列された振動子群を揺動させることで、超音波の３次元走査を行なう。格納制御部は、前記超音波プローブが行なう３次元走査により生成されるデータを、前記振動子群の揺動方向に沿って位置が連続して変更される複数の所定断面を２次元走査することで生成される複数の２次元データとして所定の記憶部に格納するように制御する。出力制御部は、前記所定の記憶部に格納された前記複数の２次元データに基づく複数の２次元画像データであって、動画データとして表示される場合に前記振動子群の揺動方向に対応する順序で表示される前記複数の２次元画像データにＤＩＣＯＭ規格における標準規格の動画データ用のタグを付与し、前記標準規格の動画データ用のタグが付与された前記複数の２次元画像データを所定の出力部に出力するように制御する。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 7 】

【図 1】図 1 は、従来の超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

【図 2】図 2 は、従来のデータ管理単位を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る制御部による処理を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 6】図 6 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 7】図 7 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (2) である。

10

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (3) 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処理を説明するためのフローチャートである。

【図 1 0】図 1 0 は、第 3 の実施形態を説明するための図である。

【図 1 1】図 1 1 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 1 2】図 1 2 は、第 4 の実施形態を説明するための図である。

【図 1 3】図 1 3 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 1 4】図 1 4 は、第 5 の実施形態を説明するための図である。

20

【図 1 5】図 1 5 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 8 】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 0 9 】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する前に、図 1 を用いて、従来の超音波診断装置について説明する。図 1 は、従来の超音波診断装置の構成例を説明するための図である。図 1 に示すように、従来の超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 1 0 と、装置本体 2 0 と、モニタ 3 0 と、入力装置 4 0 とを有する。また、超音波診断装置 1 0 0 が有する装置本体 2 0 は、図 1 に示すように、外部装置 2 とネットワーク等を介して接続される。

30

【 0 0 1 0 】

超音波プローブ 1 0 は、複数の音響素子 (音響素子群) として、例えば、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 2 0 が有する送受信部 2 1 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 0 は、被検体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 0 は、圧電振動子に設けられる整合層、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リング材等を有する。

40

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ 1 0 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 0 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、移動している血流や心臓壁等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、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 2 】

ここで、図 1 に示す超音波プローブ 1 0 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査する

50

とともに、被検体 P を 3 次元で走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、図 1 に示す超音波プローブ 10 は、一列に配置された複数の圧電振動子（振動子群）により、被検体 P を 2 次元で走査するとともに、複数の圧電振動子を所定の角度（揺動角度）で機械的に揺動させることで、超音波の 3 次元走査を行なうメカニカル 4 D プローブである。

【0013】

入力装置 40 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、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置 100 の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 20 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

10

【0014】

モニタ 30 は、超音波診断装置 100 の操作者が入力装置 40 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 20 において生成された超音波画像等を表示したりする。

【0015】

装置本体 20 は、超音波画像撮影の全体制御を行なう装置であり、具体的には、超音波プローブ 10 が受信した反射波に基づいて超音波画像データを生成する装置である。装置本体 20 は、例えば、図 1 に示すように、送受信部 21 と、信号処理部 22 と、画像処理部 23 と、データ記憶部 24 と、制御部 25 と、インターフェース部 26 とを有する。

【0016】

20

送受信部 21 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路等を有し、超音波プローブ 10 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、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。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 10 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遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。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 10 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える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。

【0017】

なお、送受信部 21 は、後述する制御部 25 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、送信駆動電圧等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。

30

【0018】

また、送受信部 21 は、アンプ回路、A/D変換器、加算器、位相検波回路等を有し、超音波プローブ 10 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 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なう。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。位相検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I : In-phase）と直交信号（Q 信号、Q : Quadrature-phase）とに変換する。そして、位相検波回路は、I 信号及び Q 信号（IQ 信号）を後段の信号処理部 22 に出力する。なお、位相検波回路による処理前のデータは、RF 信号とも呼ばれる。以下では、超音波の反射波に基づいて生成された「IQ 信号、RF 信号」をまとめて、「反射波データ」と記載する。

40

【0019】

このように、送受信部 21 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。すなわち、送受信部 21 は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。ここで、送受信部 21 は、メカニカル 4 D プローブである超音波プローブ

50

10の振動子群から2次元の超音波ビームを送信させることで、被検体Pに対する2次元走査(断面の走査)を行なう。これより、送受信部21は、2次元の反射波データを生成する。

【0020】

また、送受信部21は、メカニカル4Dプローブである超音波プローブ10の振動子群を所定の揺動速度で所定の範囲内を揺動させることで、複数断面の2次元走査による3次元走査を行なう。3次元走査が行なわれた場合、送受信部21は、複数の断面それぞれの反射波信号から3次元の反射波データを生成する。なお、操作者は、入力装置40を介して、揺動角度(揺動範囲)を設定することで、3次元走査を行なう範囲を設定する。

【0021】

信号処理部22は、送受信部21から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、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。また、信号処理部22は、送受信部21から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプ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、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。

【0022】

ここで、信号処理部22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。すなわち、信号処理部22は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、信号処理部22は、2次元の反射波データから2次元のドプラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドプラデータを生成する。

【0023】

画像処理部23は、信号処理部22が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像処理部23は、Bモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像データを生成する。また、画像処理部23は、ドプラデータから移動体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ドプラ画像データを生成する。また、画像処理部23は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等を合成した合成画像を生成することもできる。

【0024】

ここで、画像処理部23は、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示用画像としての超音波画像データを生成する。また、画像処理部23は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理(平滑化処理)や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理(エッジ強調処理)等を行なう。

【0025】

すなわち、Bモードデータ及びドプラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像処理部23が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドプラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。

【0026】

更に、画像処理部23は、信号処理部22が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のBモード画像データを生成する。また、画像処理部23は、信号処理部22が生成した3次元のドプラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のカラードプラ画像データを生成する。すなわち、画像処理部23は、「3次元のBモード画像データや3次元のカラードプラ画像データ」を「3次元の超音波画像データであるボリュームデータ」として生成する。

【0027】

更に、画像処理部23は、ボリュームデータをモニタ30にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう

10

20

30

40

50

。画像処理部 23 が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法 (MPR: Multi Planer Reconstruction) を行なってポリウムデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像処理部 23 が行なうレンダリング処理としては、ポリウムデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、ポリウムデータに対して「Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像処理部 23 が行なうレンダリング処理としては、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するポリウムレンダリング (VR: Volume Rendering) 処理がある。

【0028】

データ記憶部 24 は、装置本体 20 で生成された各種データを記憶する。例えば、データ記憶部 24 は、送受信部 21 が生成した反射波データや、信号処理部 22 が生成した B モードデータ及びドプラデータ、画像処理部 23 が生成した超音波画像データを記憶する。また、データ記憶部 24 は、3次元の反射波データ、3次元の B モードデータ、3次元のドプラデータ、3次元の超音波画像データも記憶する。

【0029】

制御部 25 は、情報処理装置としての機能を実現する制御プロセッサ (CPU: Central Processing Unit) であり、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 25 は、入力装置 40 を介して操作者から入力された各種設定要求や、各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 21、信号処理部 22 及び画像処理部 23 の処理を制御する。また、制御部 25 は、データ記憶部 24 へのデータ格納処理を制御する。また、制御部 25 は、データ記憶部 24 が記憶するデータの出力制御を行なう。例えば、制御部 25 は、超音波画像データ等をモニタ 30 にて表示するように制御する。

【0030】

インターフェース部 26 は、入力装置 40 や、外部装置 2 に対するインターフェースである。例えば、入力装置 40 が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部 26 により、制御部 25 に転送される。また、例えば、装置本体 20 で生成された画像データは、インターフェース部 26 により、ネットワークを介して外部装置 2 に出力することができる。

【0031】

外部装置 2 は、インターフェース部 26 を介して装置本体 20 と接続される装置である。例えば、外部装置 2 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである PACS (Picture Archiving and Communication System) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。或いは、外部装置 2 は、例えば、病院内に勤務する医師や検査技師が医用画像の読影に用いるワークステーションや PC (Personal Computer) 等である。或いは、外部装置 2 は、プリンターや、CD や DVD 等の非一時的な記憶媒体である。制御部 25 は、データ記憶部 24 が記憶する各種データの外部装置 2 への出力処理を制御する。

【0032】

以上、説明したように、超音波プローブ 10 は、2D スキャンプローブとしての振動子群を機械的に揺動することで超音波の3次元走査を行うメカニカル 4D プローブであり、従来の超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 10 によりポリウムデータを収集する3次元超音波診断装置である。メカニカル 4D プローブは、ポリウムデータを収集する場合にのみ、振動子群の機械的な揺動を行う。従来の超音波診断装置 100 は、機械的な揺動を開始するとともに、3次元データの生成及び収集を開始する。ここで、3次元データとは、3次元反射波データや、3次元信号処理済データ (3次元 B モードデータ及び3次元ドプラデータ) 及びポリウムデータ (3次元 B モード画像データ及び3次元ドプラ画像データ) 等のことである。

【0033】

上述したように、送受信部 21 で生成された反射波データは、信号処理部 22 の信号処理及び画像処理部 23 の画像処理を経て、ポリウムデータとなる。従来の超音波診断装置 100 では、一般的に、3次元走査を行なう場合のデータの管理単位は、3次元走査範

10

20

30

40

50

囲内の1走査データごとになっている。図2は、従来のデータ管理単位を説明するための図である。

【0034】

すなわち、従来の超音波診断装置100は、図2に示すように、超音波プローブ10が有する振動子群が3次元走査範囲を1回揺動したことで生成される3次元データを、データの保存やデータの読み出しを行なう場合の取り扱い単位として、管理している。例えば、従来では、図2に示すように、1回の揺動により画像処理部23が生成した1つのボリュームデータ1000を、1つのデータとして管理している。なお、図示しないが、従来の超音波診断装置100は、1回の揺動により送受信部21が生成した3次元反射波データや、1回の揺動により信号処理部22が生成した3次元信号処理済データも、1つのデータとして管理している。

10

【0035】

そして、従来、3次元超音波画像データであるボリュームデータを観察するために、画像処理部23は、VR画像やMPR画像をボリュームデータから生成していた。ここで、超音波検査において、MPR画像を観察する場合、主に、観察される断面は、A面、B面及びC面と呼ばれる直交3断面である。以下、メカニカル4Dプローブである超音波プローブ10において用いられるA面、B面及びC面について説明する。

【0036】

A面とは、超音波プローブ10における振動子群の配列方向と、超音波ビームの送信方向とで形成される断面のことである(図2を参照)。換言すると、A面は、超音波プローブ10が2次元走査を行なう断面に近い断面となる。また、B面とは、超音波ビームの送信方向と、揺動方向とで形成される断面のことである。換言すると、揺動方向は、B面方向となる。また、C面とは、A面及びB面に直交する断面、すなわち、超音波ビームの送信方向に対して垂直方向にある断面のことである。

20

【0037】

メカニカル4Dプローブである超音波プローブ10を用いた3次元走査は、A面に対応する断面の2次元走査による2次元超音波画像データの収集に適した振動子群を機械的に揺動させることで行なわれる。ここで、3次元走査を行なう場合、機械的な揺動速度が速いほどボリュームレート(Volume Rate)と呼ばれる3次元データの繰り返し収集速度が上がり、ボリュームデータに基づく画像の更新を高速度で行なえる。このため、リアルタイム性を向上させるためには、機械的な揺動速度を速くする必要がある。一方、機械的な揺動速度を速くすると、ボリュームレートを確保するために、揺動方向の走査線密度を低下させる必要がある。このため、一般的に、毎秒数フレームでボリュームデータに基づく画像の更新を行う場合、B面やC面のMPR画像の画質は、A面のMPR画像の画質より低下する。このため、従来、MPR画像の観察には、A面が用いられることが多い。

30

【0038】

また、B面やC面のMPR画像の画質低下は、特に、メカニカル4Dプローブである超音波プローブ10により、胎児の心臓を観察する場合に顕著となる。胎児の心拍数は、大人の心拍数と比較して、例えば、120心拍/分と高い。このため、通常の揺動速度で胎児の心臓を3次元走査すると、各位置で収集されるデータの心時相が異なり、1回の3次元走査により収集された1つのボリュームデータは、異なる心時相の胎児心臓が混在したデータとなる。

40

【0039】

そこで、超音波プローブ10を低速で胎児心臓全体を3次元走査することで収集したデータから、胎児心臓の各心時相のボリュームデータを3次元動画データとして収集する技術(以下、胎児心臓観察技術と記載する)が知られている。胎児心臓観察技術では、心拍数が高い胎児心臓を低速で1回3次元走査することにより、複数の2次元断層像を収集し、収集した複数の2次元断層像を揺動方向に時系列に沿って配列する。低速の揺動を行なうことで、振動子群が小さい角度(例えば、3度)揺動する間に、1周期分の心時相の2次元断層像を連続して収集することができる。ここで、各2次元断層像の生成元となった

50

反射波データを周波数解析することで、各２次元断層像の心時相を求めることができる。胎児心臓観察技術では、周波数解析の結果に基づいて、同一の心時相となる複数の２次元断層像を揺動方向に沿って配列することで、同一の心時相のポリウムデータを再構成する。これにより、胎児心臓観察技術では、１回の３次元走査により、胎児心臓の心時相に沿った３次元動画データを収集することができる。

【００４０】

しかし、胎児心臓観察技術では、周波数解析による心拍検出の精度や胎動等の影響が再構成後のポリウムデータに反映されるため、通常の揺動速度による３次元走査と比較して、更に、Ｂ面やＣ面のＭＰＲ画像の画質低下が生じやすい。このように、従来の超音波診断装置１００による３次元走査では、Ｂ面やＣ面のＭＰＲ画像の画質が低下する。

10

【００４１】

更には、従来の超音波診断装置１００では、超音波ビームを走査した断面とは異なる断面をＡ面としてＭＰＲ画像をポリウムデータから再構成する場合、Ａ面のＭＰＲ画像の画質も低下する。これは、３次元走査を行なう場合、従来では、ポリウムデータを管理単位として保存しているためであり、Ａ面のＭＰＲ画像の画質は、特に走査断面と再構成用のＡ面との乖離が大きいほど劣化する。

【００４２】

そこで、第１の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波の３次元走査により表示される画像の画質劣化を回避するために、以下で説明する処理を行なう。図３は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

20

【００４３】

図３に示すように、第１の実施形態に係る超音波診断装置１は、前述した従来の超音波診断装置１００と同様に、メカニカル４Ｄプロープである超音波プロープ１０、モニタ３０及び入力装置４０を有する。すなわち、超音波プロープ１０は、振動子群が２次元走査を行なっている状態で、機械的な揺動を行なうことで、超音波の３次元走査を行なう。そして、第１の実施形態に係る超音波診断装置１は、従来の超音波診断装置１００が有する装置本体２０の代わりに、装置本体２００を有する。装置本体２００は、図３に示すように、上述した外部装置２とネットワーク等を介して接続される。

【００４４】

図３に示す装置本体２００は、図１を用いて説明した装置本体２０と同様に、送受信部２１、信号処理部２２、画像処理部２３、データ記憶部２４及びインターフェース部２６を有する。図３に示す装置本体２００が有する送受信部２１、信号処理部２２、画像処理部２３、制御部２５及びインターフェース部２６は、図１を用いて説明した装置本体２０の各部と同様の処理を行なう。そして、図３に示す装置本体２００は、図１を用いて説明した装置本体２０と比較して、制御部２５の代わりに制御部２５０を有する。

30

【００４５】

制御部２５０は、制御部２５と同様に、情報処理装置としての機能を実現するＣＰＵであり、超音波診断装置１の処理全体を制御する。制御部２５０は、以下に説明する第１の実施形態に係る格納制御及び出力制御以外は、制御部２５と同様の制御処理を行なう。すなわち、超音波診断装置１は、超音波診断装置１００と同様に構成される３次元超音波診断装置である。ただし、制御部２５０は、図３に示すように、第１の実施形態に係る格納制御を行なう格納制御部２５１と、第１の実施形態に係る出力制御を行なう出力制御部２５２とを有する。

40

【００４６】

格納制御部２５１は、超音波プロープ１０が行なう３次元走査により生成される３次元データを、当該３次元走査の領域を所定方向に沿って位置が連続して変更される複数の所定断面を２次元走査することで生成される複数の２次元データとしてデータ記憶部２４に格納するように制御する。そして、出力制御部２５２は、データ記憶部２４に格納された複数の２次元データに基づく複数の２次元画像データを動画データとして所定の出力部（モニタ３０や外部装置２）に出力するように制御する。

50

【 0 0 4 7 】

具体的には、第 1 の実施形態では、格納制御部 2 5 1 は、複数の 2 次元データとして、複数の 2 次元画像データをデータ記憶部 2 4 に格納するように制御する。そして、第 1 の実施形態では、出力制御部 2 5 2 は、データ記憶部 2 4 に格納された複数の 2 次元画像データを動画データとして所定の出力部に出力するように制御する。

【 0 0 4 8 】

ここで、「所定断面」とは、超音波プローブ 1 0 における振動子群の配列方向と、超音波ビームの送信方向とで形成される A 面のことである。また、「所定方向に沿って位置が連続して変更される複数の所定断面」とは、機械的揺動により揺動方向に沿って 2 次元走査される位置が連続して変更される複数の A 面のことである。

10

【 0 0 4 9 】

また、「2 次元データ」とは、2 次元走査される A 面の 2 次元反射波データ、2 次元信号処理済データ及び 2 次元超音波画像データのことであり、また、「2 次元画像データ」とは、2 次元の超音波画像データである 2 次元 B モード画像データや 2 次元ドプラ画像データのことであり。

【 0 0 5 0 】

すなわち、第 1 の実施形態では、2 次元走査の位置を揺動方向に沿って連続して変更することで 3 次元走査を行なう場合のデータの管理単位を、従来の 3 次元データでなく、2 次元データとする。具体的には、格納制御部 2 5 1 は、3 次元走査される領域を、2 次元走査される複数の A 面とし、1 つの 3 次元データを、複数の A 面それぞれに対応する複数の 2 次元データから構成される 2 次元データ群として管理する。格納制御部 2 5 1 は、複数の A 面それぞれに対応する複数の 2 次元データとして、送受信部 2 1 が 2 次元反射波データ群を生成するように制御する。また、格納制御部 2 5 1 は、複数の A 面それぞれに対応する複数の 2 次元データとして、信号処理部 2 2 が 2 次元信号処理済データ群を生成するように制御する。また、格納制御部 2 5 1 は、複数の A 面それぞれに対応する複数の 2 次元データとして、画像処理部 2 3 が 2 次元画像データ群を生成するように制御する。

20

【 0 0 5 1 】

そして、第 1 の実施形態では、格納制御部 2 5 1 は、画像処理部 2 3 が生成した複数の A 面それぞれの 2 次元画像データをデータ記憶部 2 4 に格納するように制御する。そして、出力制御部 2 5 2 は、データ記憶部 2 4 に格納された複数の 2 次元画像データを動画データとしてモニタ 3 0 に表示させたり、外部装置 2 に出力させたりする。換言すると、第 1 の実施形態に係る制御部 2 5 0 は、3 次元走査により収集されたデータを、2 次元画像データの動画データとして取り扱えるように制御する。

30

【 0 0 5 2 】

以下、上述した制御処理の一例について説明する。まず、超音波診断装置 1 の操作者は、3 次元走査を行なう走査条件を、入力装置 4 0 を介して、予め設定する。具体的には、操作者は、3 次元走査を行なう範囲を設定するために、揺動角度（揺動範囲の一方の端の位置に対応する角度及び揺動範囲の他方の端の位置に対応する角度）を、予め設定する。また、超音波診断装置 1 の操作者は、揺動速度、或いは、1 回の揺動に要する揺動時間を、予め設定する。

40

【 0 0 5 3 】

ここで、操作者は、複数の所定断面（複数の A 面）それぞれの位置が、一定の量ごとに変更されるように、走査条件を設定する。具体的には、操作者は、A 面の位置が、一定時間で、一定の角度（一定の間隔）で変更されるように、走査条件を設定する。換言すると、操作者は、揺動速度が一定となるように走査条件を設定する。

【 0 0 5 4 】

そして、操作者は、観察対象となる臓器を所望する複数の A 面で構成される領域が 3 次元走査できるように、超音波プローブ 1 0 の位置を決定する。そして、操作者は、第 1 の実施形態に係る制御部 2 5 0 の制御処理を開始するための開始要求を、例えば、入力装置 4 0 が有するスイッチ（2 D 動画データ保存スイッチ）を押下する。超音波プローブ 1 0

50

に内蔵された振動子群は、３次元走査していない状態では、通常、中央位置に固定されている。２Ｄ動画データ保存スイッチが押下されることで、制御部２５０の制御により、振動子群の位置は、揺動範囲の一方の端に移動される。

【００５５】

そして、振動子群の機械的な揺動が開始され、２次元画像データの収集が開始される。画像処理部２３は、振動子群に設定された走査条件で定まる音響フレームレートに従って、２次元画像データを生成する。そして、格納制御部２５１の制御により、画像処理部２３は、音響フレームレートで生成した２次元画像データを、データ記憶部２４に設定されている従来のシネメモリの空間に格納する。なお、格納制御部２５１は、モニタ３０が表示可能なフレームレート等、超音波診断装置１が有するハードウェアの性能に応じて可能な画像キャプチャーのレートで、２次元画像データがシネメモリの空間に格納されるように制御しても良い。

10

【００５６】

そして、機械的に揺動された振動子群が、もう一方の揺動範囲の端に到達した時点で、制御部２５０は、揺動を停止する。なお、操作者は、１回の揺動が終了した時点で、入力装置４０が有するFreezeボタンを押下して、データ収集を停止させる。そして、操作者が、再度、２Ｄ動画データ保存スイッチを押下することで、格納制御部２５１は、データ記憶部２４に格納された複数の２次元画像データが、３次元走査による２次元動画データとして出力可能であることを出力制御部２５２に通知する。なお、第１の実施形態は、１回の揺動が終了した時点で、操作者がFreezeボタンや２Ｄ動画データ保存スイッチを押下することなく、自動的に格納制御部２５１の処理が行なわれる場合であっても良い。

20

【００５７】

図４は、第１の実施形態に係る制御部による処理を説明するための図である。図４に示すように、超音波プローブ１０は、Ａ面に対応する断面を２次元走査する振動子群を揺動方向（Ｂ面方向）に沿って揺動することで、３次元走査を１回行なう。画像処理部２３は、格納制御部２５１の制御により、３次元走査が行なわれた範囲の３次元超音波画像データとして、複数のＡ面それぞれの２次元超音波画像データ（図４に示す２次元画像データ群２０００）を生成する。そして、画像処理部２３は、格納制御部２５１の制御により、２次元画像データ群２０００をデータ記憶部２４（シネメモリ）に格納する。

30

【００５８】

このように、格納制御部２５１は、複数の所定断面（Ａ面）による２次元走査の位置が変更される範囲を、格納制御を行なう１単位とする。すなわち、格納制御部２５１は、１回の揺動により収集された複数の２次元画像データを一括して１つの単位で管理する。なお、１回の揺動により収集された複数の２次元画像データを１単位として容易に管理するために、格納制御部２５１は、２Ｄ動画データ保存スイッチが押下されることで振動子群の位置が揺動走査の開始位置に移動されるまでに、データ記憶部２４のシネメモリをリフレッシュし、クリアする。そして、格納制御部２５１は、２次元画像データの格納制御を開始する。これにより、出力制御部２５２は、データ記憶部２４に最初に格納された２次元画像データが揺動開始位置に対応する画像データであり、データ記憶部２４に最後に格納された２次元画像データが揺動終了位置に対応する画像データであると認識できる。

40

【００５９】

そして、出力制御部２５２は、例えば、２次元画像データ群２０００をデータ記憶部２４から読み出し、動画データとしての２次元画像データ群２０００をモニタ３０に動画表示させる。或いは、出力制御部２５２は、例えば、２次元画像データ群２０００をデータ記憶部２４から読み出し、動画データとしての２次元画像データ群２０００を構成する各フレームをサムネール表示させる。

【００６０】

或いは、出力制御部２５２は、例えば、２次元画像データ群２０００をデータ記憶部２４から読み出し、２次元画像データ群２０００を動画データとして外部装置２に出力させる。

50

【 0 0 6 1 】

次に、図 5 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 6 2 】

図 5 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、走査条件が設定され、3 次元走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 1）。ここで、3 次元走査の開始要求を受け付けない場合（ステップ S 1 0 1 否定）、超音波診断装置 1 は、3 次元走査の開始要求を受け付けるまで待機する。

【 0 0 6 3 】

一方、3 次元走査の開始要求を受け付けた場合（ステップ S 1 0 1 肯定）、制御部 2 5 0 の制御により、超音波プローブ 1 0 は、走査条件に基づいて 3 次元走査を開始する（ステップ S 1 0 2）。そして、格納制御部 2 5 1 は、1 フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップ S 1 0 3）。ここで、1 フレーム分の反射波データが生成されていない場合（ステップ S 1 0 3 否定）、格納制御部 2 5 1 は、1 フレーム分の反射波データが生成されるまで待機する。

【 0 0 6 4 】

一方、1 フレーム分の反射波データが生成された場合（ステップ S 1 0 3 肯定）、格納制御部 2 5 1 の制御により、画像処理部 2 3 は、1 フレーム分の超音波画像データを生成し、データ記憶部 2 4 に格納する（ステップ S 1 0 4）。そして、格納制御部 2 5 1 は、1 ボリューム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップ S 1 0 5）。ここで、1 ボリューム分の反射波データが生成されていない場合（ステップ S 1 0 5 否定）、格納制御部 2 5 1 は、ステップ S 1 0 3 に戻って、1 フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する。

【 0 0 6 5 】

一方、1 ボリューム分の反射波データが生成された場合（ステップ S 1 0 5 肯定）、出力制御部 2 5 2 は、1 ボリューム分の複数の超音波画像データ（2 次元超音波画像データ群）を、動画データとして出力し（ステップ S 1 0 6）、処理を終了する。

【 0 0 6 6 】

上述したように、第 1 の実施形態では、ボリューム単位でデータを管理するのではなく、ボリュームデータを、2 次元走査された位置の A 面の 2 次元超音波画像データの塊として管理する。このため、モニタ 3 0 に表示される A 面の画像や、外部装置 2 のモニタで表示される A 面の画像は、実際に 2 次元走査された断面の画像となり、ボリュームデータから再構成された A 面の M P R 画像より高画質となる。

【 0 0 6 7 】

特に、胎児心臓を観察する場合、観察すべき断面として、「4-chamber view」と、「4-chamber view」に概ね平行な「3-vessel view」及び「3-vessels and trachea view」とがある。これら 3 断面は、ボリュームデータ内の A 面として観察されている。第 1 の実施形態では、A 面の動画データとしてボリュームデータを構成するため、上記 3 断面を、ボリュームデータから再構成された A 面の M P R 画像と比較して、高画質な画像として観察することができる。従って、第 1 の実施形態では、超音波の 3 次元走査により表示される画像の画質劣化を回避することができる。

【 0 0 6 8 】

また、従来では、3 次元走査後のデータは 3 次元データを管理単位として保存しているため、ボリュームデータに基づく 2 次元画像の表示や、ボリュームデータの解析には専用の 3 次元画像用ソフトウェアが必要となる。3 次元画像用ソフトウェアは、3 次元超音波診断装置には搭載されている。しかし、外部装置 2 である読影用のワークステーションや P C 等には、3 次元画像用ソフトウェアが搭載されていない場合が多い。このため、従来の超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、読影者が操作する P C でも読影可能なように、ボリュームデータに基づく複数の 2 次元画像データを診断用の画像データとして、外部装置 2

10

20

30

40

50

である読影用のワークステーションやPC、データベース、プリンター、記憶媒体等に出
力していた。

【0069】

また、通常、医用画像データは、DICOM (Digital Imaging and Communication
s in Medicine) 規格に則ったデータ形式で、外部装置2に出力される。DICOM規
格では、標準用タグとして「3Dデータ」タグを用いることでボリュームデータを取り扱
うことができる。しかし、「3Dデータ」タグを用いる場合、出力側の装置は、X線CT
装置等のように装置に固有の3次元座標系に基づく位置情報を付帯情報として付与する
必要がある。しかし、超音波プローブ10が被検体Pの任意の位置に当接される3次元超音
波診断装置では、X線CT装置等のように装置に固有の3次元座標系を設定することは適
当でなく、また、超音波診断装置の走査線は放射状になる場合が多く、3Dデータを構成
する場合にxyzの直交座標系によるデータ配列が必ずしも効率的ではないため、DIC
OM形式に沿った3Dデータが主流になっていない。

10

【0070】

このため、超音波検査により収集された3次元データや4次元データは、例えば、超音
波検査に特有のプライベートタグを付与して外部装置2に出力する必要があった。すなわ
ち、超音波の3次元走査により生成された3次元データは、システム共通のDICOMデ
ータではなく、システム固有のDICOMデータとして扱われていた。また、上述したよ
うに、3次元データや4次元データを受信しても、読影者は、自身が操作するPCに3次
元画像用ソフトウェアが搭載されていない場合、再解析を行なうことができない。このた
め、従来では、3次元反射波データやボリュームデータとともに、複数の2次元画像デー
タが、外部装置2に出力されていた。その結果、超音波検査における3次元データや3次
元データを時系列に沿って収集した4次元データをDICOM規格に則って扱うと、デー
タサイズが大きくなっていた。

20

【0071】

しかし、第1の実施形態では、ボリュームデータを2次元画像の動画データとして扱う
ことができる。すなわち、第1の実施形態では、ボリュームデータを、同じ位置の断面を
時系列に沿って2次元走査を繰り返した2次元画像の動画データと同様に扱うことがで
きる。DICOM規格では、動画データ用のタグは、標準規格のタグである。このため、出
力制御部252は、例えば、2次元画像データ群2000に動画データ用のタグを付与し
て外部装置2に出力することができる。DICOMビューアは、通常、読影者のPCに搭
載されているため、読影者は、特別なソフトウェアを購入するといった制約なく、超音
波診断装置1からボリュームデータとして出力された2次元画像データ群2000を、動画
表示したりサムネール表示したりすることができる。

30

【0072】

このため、第1の実施形態では、超音波診断装置1の操作者が、収集したボリュームデ
ータのセカンドオピニオンを別の読影者から求めること等、ボリュームデータの使用に関
する自由度を上げることができる。

【0073】

また、第1の実施形態では、手動により2次元走査用の超音波プローブを煽ることで3
次元走査を行なうのではなく、超音波プローブ10の揺動機構を利用して、一定の速度に
より一定の間隔で連続して2次元走査を行なうことで、3次元走査を行なう。このため、
第1の実施形態では、読影者は、動画表示やサムネール表示された各2次元画像データの
3次元空間における位置関係を大まかに把握することができる。

40

【0074】

また、第1の実施形態では、複数の所定断面(A面)による2次元走査の位置が変更さ
れる範囲を、格納制御を行なう1単位とすることで、1ボリュームに対応する動画デー
タを容易に取り扱うことができる。ただし、第1の実施形態は、複数回の揺動により収集
された複数の動画データを、格納制御を行なう1単位とする場合であっても良い。かかる場
合、例えば、データ記憶部24に格納される動画データ間に、異なる動画データであるこ

50

とを示すフラグを挿入することで、出力制御部 252 は、各動画データの開始フレームと終了フレームとを認識することができる。

【0075】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、第1の実施形態で動画データとして収集される各2次元画像データに、2次元走査された位置を示す情報を付与する場合について、図6～図8を用いて説明する。図6～図8は、第2の実施形態を説明するための図である。

【0076】

第2の実施形態に係る出力制御部252は、動画データとして出力される複数の2次元画像データを構成する各2次元画像データに、2次元走査された位置を示す付帯情報を付与して出力するように制御する。具体的には、第2の実施形態に係る出力制御部252は、複数の2次元画像データを構成する各2次元画像データに、付帯情報に基づく画像データを重畳して出力するように制御する。

10

【0077】

第1の実施形態で説明したように、3次元走査は、揺動角度、揺動速度等を含む走査条件が設定されることで、開始される。画像処理部23により生成される各2次元画像データに対応するA面の位置は、走査条件から求めることができる。そこで、例えば、出力制御部252は、画像処理部23が生成した2次元画像データの3次元走査範囲における位置情報を付帯情報として、走査条件から算出する。そして、例えば、出力制御部252の制御により、描画機能を有する画像処理部23は、付帯情報に基づく画像データを、2次元画像データに重畳した重畳画像データを生成する。そして、画像処理部23は、格納制御部251の制御により、重畳画像データをデータ記憶部24に格納する。

20

【0078】

そして、出力制御部252は、例えば、モニタ30や、読影者のPCに、1ボリューム分の重畳画像データ群を、動画データとして出力する。

【0079】

付帯情報に基づく画像データは、2次元画像データに対応する走査断面の位置を示すインジケータとなる。すなわち、重畳画像データ群を動画表示した各フレームには、フレームごとに、走査断面の位置に関する情報が更新されたインジケータが表示されることとなる。

30

【0080】

例えば、付帯情報に基づく画像データは、図6に示すように、揺動位置を示す角度(26Degや-26Deg)の文字データである。図6に例示するように、フレームが更新されるごとに、角度の文字データは、フレームの位置に応じて更新される。

【0081】

或いは、例えば、付帯情報に基づく画像データは、図7に示すように、3次元走査される範囲のB面の形状を示す画像3000に、超音波ビーム方向を示す矢印が重畳された画像データである。図7に例示するように、フレームが更新されるごとに、画像3000に重畳される矢印の方向は、フレームの位置に応じて更新される。

【0082】

40

或いは、付帯情報に基づく画像データは、走査範囲を視覚的に理解しやすくするために、3次元走査の対象となる臓器を模擬した簡易画像を用いたデータであっても良い。例えば、付帯情報に基づく画像データは、図8に示すように、心臓の形態を3次元的に描画した3次元ボディーマーク4000に、超音波ビーム方向を示す矢印が重畳された画像データである。図8に例示するように、フレームが更新されるごとに、3次元ボディーマーク4000に重畳される矢印の方向は、フレームの位置に応じて更新される。なお、上記の簡易画像は、走査範囲を視覚的により理解しやすくするために、3次元走査の対象となる臓器ごとに選択可能である。

【0083】

次に、図9を用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。

50

図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 8 4 】

図 9 に示すように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、走査条件が設定され、3 次元走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 2 0 1）。ここで、3 次元走査の開始要求を受け付けない場合（ステップ S 2 0 1 否定）、超音波診断装置 1 は、3 次元走査の開始要求を受け付けるまで待機する。

【 0 0 8 5 】

一方、3 次元走査の開始要求を受け付けた場合（ステップ S 2 0 1 肯定）、制御部 2 5 0 の制御により、超音波プローブ 1 0 は、走査条件に基づいて 3 次元走査を開始する（ステップ S 2 0 2）。そして、格納制御部 2 5 1 は、1 フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップ S 2 0 3）。ここで、1 フレーム分の反射波データが生成されていない場合（ステップ S 2 0 3 否定）、格納制御部 2 5 1 は、1 フレーム分の反射波データが生成されるまで待機する。

【 0 0 8 6 】

一方、1 フレーム分の反射波データが生成された場合（ステップ S 2 0 3 肯定）、格納制御部 2 5 1 及び出力制御部 2 5 2 の制御により、画像処理部 2 3 は、インジケータを描画した 1 フレーム分の超音波画像データ（重畳画像データ）を生成し、データ記憶部 2 4 に格納する（ステップ S 2 0 4）。そして、格納制御部 2 5 1 は、1 ボリューム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップ S 2 0 5）。ここで、1 ボリューム分の反射波データが生成されていない場合（ステップ S 2 0 5 否定）、格納制御部 2 5 1 は、ステップ S 2 0 3 に戻って、1 フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する。

【 0 0 8 7 】

一方、1 ボリューム分の反射波データが生成された場合（ステップ S 2 0 5 肯定）、出力制御部 2 5 2 は、1 ボリューム分の複数の超音波画像データ（2 次元重畳画像データ群）を、動画データとして出力し（ステップ S 2 0 6）、処理を終了する。

【 0 0 8 8 】

上述したように、第 2 の実施形態では、動画データとして出力される各 2 次元画像データに、走査断面の位置を示す画像データ（インジケータ）を重畳する。第 1 の実施形態では、ボリュームデータを、走査断面の位置が連続して変更した複数の 2 次元画像データで構成される動画データとして収集する。また、第 1 の実施形態では、超音波プローブ 1 0 の揺動機構を利用して、一定の速度により一定の間隔で 2 次元走査を行なって 3 次元走査を行なう。このため、第 1 の実施形態では、読影者は、各 2 次元画像データの 3 次元空間における位置関係を大まかに把握することができる。しかし、第 1 の実施形態では、読影者は、各 2 次元画像データの 3 次元空間における位置関係を正確に把握することができない。また、超音波診断装置 1 がボリュームデータを動画データとして出力することから、外部装置 2 である P C を利用する読影者は、受信した動画データが、ボリュームデータであることを認識することができない。

【 0 0 8 9 】

一方、第 2 の実施形態では、インジケータを埋め込んで出力を行なうので、読影者は、受信した動画データがボリュームデータに対応するデータであることを認識でき、更に、動画表示される各 2 次元画像データの 3 次元空間における位置関係を容易かつ正確に把握することができる。なお、図 6 に例示した角度の文字データを重畳させる場合は、観察者に提供する情報量を増やすために、通常のビューアで動画表示を行なう場合にフレームの位置を示すインジケータを併用することが望ましい。

【 0 0 9 0 】

また、第 2 の実施形態は、受信側の装置に、付帯情報を読み込んで、読み込んだ付帯情報に基づく画像データを描画する機能が搭載されているならば、出力制御部 2 5 2 は、各 2 次元画像データに、2 次元走査された位置を示す付帯情報を付与して出力するように制

10

20

30

40

50

御しても良い。また、付帯情報の中の画像位置情報を用いれば、２次元データ、２次元画像データから、後処理で３次元画像を再構成することも可能である。

【００９１】

（第３の実施形態）

第３の実施形態では、１ボリュームのデータを、複数の２次元データとして収集するとともに、１つの３次元データも収集する場合について、図１０を用いて説明する。図１０は、第３の実施形態を説明するための図である。

【００９２】

第３の実施形態に係る格納制御部２５１は、更に、３次元データをデータ記憶部２４に格納するように制御する。そして、第３の実施形態に係る出力制御部２５２は、更に、データ記憶部２４に格納された３次元データに基づく３次元画像データを所定の出力部（モニタ３０や外部装置２）に出力するように制御する。

10

【００９３】

すなわち、第３の実施形態では、更に、３次元反射波データ、３次元信号処理済データ、又は、ボリュームデータ（３次元超音波画像データ）を、格納制御の対象とする。例えば、第３の実施形態では、３次元走査によりデータ収集を行なう場合に、格納制御部２５１の制御により、画像処理部２３は、第１の実施形態や第２の実施形態で説明した複数の２次元画像データで構成される動画データの生成格納とともに、通常の３次元データ（例えば、３次元超音波画像データ）の生成格納を行なう。これにより、データ記憶部２４は、例えば、図１０に示すように、２次元画像データ群２０００とともに、ボリュームデータ１０００を記憶する。

20

【００９４】

出力制御部２５２は、例えば、ＤＩＣＯＭの動画データとして保存された２次元画像データ群２０００を外部装置２に出力する。また、出力制御部２５２は、例えば、ボリュームデータ１０００をプライベートタグが付与されたＤＩＣＯＭの３Ｄデータとして、３次元画像用ソフトウェアが搭載されている外部装置２に出力する。なお、第３の実施形態は、３次元反射波データや、３次元信号処理済データをデータ記憶部２４に格納し、３次元データの出力要求が行なわれた場合に、装置本体２００でボリュームデータを生成し、生成したボリュームデータを出力する場合であっても良い。

【００９５】

次に、図１１を用いて、第３の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図１１は、第３の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、以下で説明するフローチャートでは、３次元データとして３次元超音波画像データを格納対象とする場合について説明する。また、以下で説明するフローチャートでは、第２の実施形態で説明したインジケータが２次元の超音波画像データに重畳される場合について説明する。ただし、第３の実施形態は、第１の実施形態で説明したようにインジケータを重畳しない場合であっても良い。

30

【００９６】

図１１に示すように、第３の実施形態に係る超音波診断装置１は、走査条件が設定され、３次元走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップＳ３０１）。ここで、３次元走査の開始要求を受け付けない場合（ステップＳ３０１否定）、超音波診断装置１は、３次元走査の開始要求を受け付けるまで待機する。

40

【００９７】

一方、３次元走査の開始要求を受け付けた場合（ステップＳ３０１肯定）、制御部２５０の制御により、超音波プローブ１０は、走査条件に基づいて３次元走査を開始する（ステップＳ３０２）。そして、格納制御部２５１は、１フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップＳ３０３）。ここで、１フレーム分の反射波データが生成されていない場合（ステップＳ３０３否定）、格納制御部２５１は、１フレーム分の反射波データが生成されるまで待機する。

【００９８】

50

一方、1フレーム分の反射波データが生成された場合（ステップS303肯定）、格納制御部251及び出力制御部252の制御により、画像処理部23は、インジケータを描画した1フレーム分の超音波画像データ（重畳画像データ）を生成し、データ記憶部24に格納する（ステップS304）。そして、格納制御部251は、1ボリューム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップS305）。ここで、1ボリューム分の反射波データが生成されていない場合（ステップS305否定）、格納制御部251は、ステップS303に戻って、1フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する。

【0099】

一方、1ボリューム分の反射波データが生成された場合（ステップS305肯定）、格納制御部251の制御により、画像処理部23は、3次元超音波画像データ（ボリュームデータ）を生成し、データ記憶部24に格納する（ステップS306）。 10

【0100】

そして、出力制御部252は、要求された出力形態で、1ボリューム分の画像データ（動画データ及びボリュームデータの少なくとも一方）を出力し（ステップS307）、処理を終了する。

【0101】

上述したように、第3の実施形態では、1ボリュームに対応するデータとして、動画データ及びボリュームデータを生成する。すなわち、第3の実施形態では、3次元画像用ソフトウェアが搭載されている外部装置2の操作者は、ボリュームデータに基づく画像データの表示やボリュームデータの解析も行なうことができる。従って、第3の実施形態では、ボリュームデータの使用に関する自由度を更に上げることができる。 20

【0102】

（第4の実施形態）

第4の実施形態では、格納制御の対象とする2次元データを、2次元画像データの代わりに、2次元反射波データとする場合について、図12を用いて説明する。

【0103】

第4の実施形態に係る格納制御部251は、複数の2次元データとして、複数の2次元反射波データをデータ記憶部24に格納するように制御する。

【0104】

そして、第4の実施形態に係る出力制御部252は、複数の2次元反射波データに基づく複数の2次元画像データ及び3次元画像データの少なくとも1つを所定の出力部（モニタ30や外部装置2）に出力するように制御する。 30

【0105】

すなわち、格納制御部251は、位置が変更される2次元走査の位置が変更されるごとに、送受信部21が生成した2次元反射波データ群を1つの単位として、データ記憶部24に格納するように制御する。これにより、データ記憶部24は、例えば、図12に示すように、3次元走査された領域を構成する複数のA面それぞれに対応する複数の2次元反射波データである2次元反射波データ群5000を記憶する。2次元反射波データ群5000は、信号処理部22及び画像処理部23の処理を経て、図12に示すように、2次元画像データ群2000及びボリュームデータ1000として生成される。 40

【0106】

なお、複数の2次元反射波データそれぞれの走査断面の位置情報は、走査条件から算出可能であることから、2次元画像データ群2000は、第2の実施形態で説明した重畳画像データ群として生成される場合であっても良い。

【0107】

次に、図13を用いて、第4の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図13は、第4の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、以下で説明するフローチャートでは、第1の実施形態で説明したようにインジケータを重畳しない場合について説明する。ただし、第4の実施形態は、第2の実 50

施形態で説明したインジケータが２次元の超音波画像データに重畳される場合であっても良い。

【０１０８】

図１３に示すように、第４の実施形態に係る超音波診断装置１は、走査条件が設定され、３次元走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップＳ４０１）。ここで、３次元走査の開始要求を受け付けない場合（ステップＳ４０１否定）、超音波診断装置１は、３次元走査の開始要求を受け付けるまで待機する。

【０１０９】

一方、３次元走査の開始要求を受け付けた場合（ステップＳ４０１肯定）、制御部２５０の制御により、超音波プローブ１０は、走査条件に基づいて３次元走査を開始する（ステップＳ４０２）。そして、格納制御部２５１は、１フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップＳ４０３）。ここで、１フレーム分の反射波データが生成されていない場合（ステップＳ４０３否定）、格納制御部２５１は、１フレーム分の反射波データが生成されるまで待機する。

【０１１０】

一方、１フレーム分の反射波データが生成された場合（ステップＳ４０３肯定）、格納制御部２５１の制御により、送受信部２１は、１フレーム分の反射波データ（２次元反射波データ）をデータ記憶部２４に格納する（ステップＳ４０４）。そして、格納制御部２５１は、１ボリューム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップＳ４０５）。ここで、１ボリューム分の反射波データが生成されていない場合（ステップＳ４０５否定）、格納制御部２５１は、ステップＳ４０３に戻って、１フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する。

【０１１１】

一方、１ボリューム分の反射波データが生成された場合（ステップＳ４０５肯定）、出力制御部２５２の制御により、信号処理部２２及び画像処理部２３は、要求された出力形態で、１ボリューム分の画像データ（動画データ及びボリュームデータの少なくとも一方）を生成して、出力し（ステップＳ４０６）、処理を終了する。

【０１１２】

上述したように、第４の実施形態では、動画データ及びボリュームデータの双方が生成可能である複数の２次元反射波データを格納するように制御する。例えば、第３の実施形態の処理を行なう場合、１つのボリュームに対応するデータとして、動画データ及びボリュームデータがデータ記憶部２４に格納されることから、データサイズが肥大化する。しかし、第４の実施形態では、複数の２次元反射波データを保存することから、データ記憶部２４に格納されるデータサイズを小さくすることができる。

【０１１３】

また、第４の実施形態では、要求された出力形態に応じて、１ボリュームに対応するデータとして、動画データ及びボリュームデータの少なくとも一方を速やかに生成し出力することができる。

【０１１４】

また、第４の実施形態は、カラードプラモード及びＢモード双方を行なうスキャンシーケンスにより３次元走査を行なう場合に特に有用である。すなわち、Ｂモード画像にカラードプラ画像が重畳された表示画像をそのまま保存した場合、後処理でカラードプラ画像の表示及び非表示を切り替えることは困難である。しかし、複数の２次元反射波データを保存する第４の実施形態では、例えば、動画データを生成する際に、操作者が要望する出力形態に応じて、「カラードプラ画像の有り無し」を任意に切り替えた動画データを生成し、出力することができる。すなわち、複数の２次元反射波データを保存する第４の実施形態では、後処理で生成出力される動画データを断面単位で変更したり、調整したりすることができる。

【０１１５】

（第５の実施形態）

10

20

30

40

50

第5の実施形態では、機械的揺動による3次元走査を実行する際に、予備走査を行なった後に、本走査の走査条件を決定する場合について、図14を用いて説明する。

【0116】

第5の実施形態では、入力装置40は、予備走査のための予備走査条件を受け付ける。予備走査条件は、例えば、予備走査の範囲を超音波プローブ10の機械的揺動の最大範囲とし、揺動速度も高速にして、収集断面の間隔を粗くする。例えば、収集断面の間隔を2度間隔とし、1回の揺動時間を5秒とする。なお、予備走査条件は、予め初期設定されていても良い。

【0117】

予備走査条件が設定され、3次元走査の開始要求を受け付けると、超音波プローブ10は、図14に示すように、予備走査を実行する。予備走査が終了すると、出力制御部252の制御により、図14に示す予備走査の動画データ6000は、モニタ30に表示される。ここで、動画データ6000は、第1の実施形態で説明した複数の2次元画像データや、第2の実施形態で説明した複数の重畳画像データである。

【0118】

そして、入力装置40は、複数の2次元画像データや、複数の2次元画像データに基づく複数の重畳画像データを動画データとして参照した操作者から、走査条件の変更を受け付ける。複数の重畳画像データを動画として参照した操作者は、インジケータを参照して、関心領域が含まれる揺動角度を確認し、確認した揺動角度を、入力装置40を介して入力する。

【0119】

或いは、複数の重畳画像データ、又は、複数の2次元画像データをサムネールとして参照した操作者は、関心領域が含まれる範囲の境界となる2つの画像データを、入力装置40を介して指定する。そして、例えば、出力制御部252は、指定された2つの画像データの走査断面の位置を、予備走査条件から算出する。これにより、制御部250は、図14に示すように、開始角度及び終了角度で定まる本走査範囲（本走査の揺動角度）を設定することができる。なお、本走査の収集断面の間隔や、揺動速度は、操作者により設定される。ここで、通常、図14に示すように、本走査範囲は、予備走査範囲より狭められる。このため、操作者は、ボリュームレートが低下しない範囲で、揺動方向の走査線密度が向上するように、収集断面の間隔や揺動速度を設定する。

【0120】

そして、本走査条件が設定され、3次元走査の開始要求を受け付けると、超音波プローブ10は、図14に示すように、本走査を実行する。本走査が終了すると、図14に示す本走査の動画データ7000は、データ記憶部24に格納される。そして、本走査の動画データ7000は、例えば、モニタ30に動画表示される。なお、第5の実施形態において、本走査における格納制御及び出力制御の形態は、第1の実施形態～第4の実施形態で説明したいずれかの形態を選択することが可能である。

【0121】

次に、図15を用いて、第5の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図15は、第5の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、以下で説明するフローチャートでは、第2の実施形態で説明したインジケータが2次元の超音波画像データに重畳される場合について説明する。ただし、第5の実施形態は、第1の実施形態で説明したようにインジケータを重畳しない場合であっても良い。

【0122】

図15に示すように、第5の実施形態に係る超音波診断装置1は、予備走査条件が設定され、3次元走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS501）。ここで、3次元走査の開始要求を受け付けない場合（ステップS501否定）、超音波診断装置1は、3次元走査の開始要求を受け付けるまで待機する。

【0123】

一方、3次元走査の開始要求を受け付けた場合（ステップS501肯定）、制御部250の制御により、超音波プローブ10は、予備走査条件に基づいて3次元走査を開始する（ステップS502）。そして、格納制御部251は、1フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップS503）。ここで、1フレーム分の反射波データが生成されていない場合（ステップS503否定）、格納制御部251は、1フレーム分の反射波データが生成されるまで待機する。

【0124】

一方、1フレーム分の反射波データが生成された場合（ステップS503肯定）、格納制御部251の制御により、画像処理部23は、インジケータを描画した1フレーム分の超音波画像データ（重畳画像データ）を生成し、データ記憶部24に格納する（ステップS504）。そして、格納制御部251は、1ボリューム分の反射波データが生成されたか否かを判定する（ステップS505）。ここで、1ボリューム分の反射波データが生成されていない場合（ステップS505否定）、格納制御部251は、ステップS503に戻って、1フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する。

10

【0125】

一方、1ボリューム分の反射波データが生成された場合（ステップS505肯定）、出力制御部252の制御により、モニタ30は、1ボリューム分の複数の超音波画像データ（2次元重畳画像データ群）を、動画データとして表示する（ステップS506）。

【0126】

そして、制御部250は、入力装置40から本走査条件及び3次元走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS507）。ここで、本走査条件及び3次元走査の開始要求を受け付けられない場合（ステップS507否定）、超音波診断装置1は、本走査条件及び3次元走査の開始要求を受け付けるまで待機する。

20

【0127】

一方、本走査条件及び3次元走査の開始要求を受け付けた場合（ステップS507肯定）、制御部250の制御により、超音波プローブ10は、本走査条件に基づいて3次元走査を開始し（ステップS508）、処理を終了する。なお、ステップS509の処理の後には、第1の実施形態～第4の実施形態で説明したいずれかの格納制御及び出力制御が行なわれる。

【0128】

30

上述したように、第5の実施形態では、1ボリュームに対応する動画データの表示を行なうことで、関心領域を重点的に走査する本走査の条件を容易に設定することができる。

【0129】

なお、上記の第1～第5の実施形態は、超音波プローブ10が、複数の圧電振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体Pを3次元で超音波走査することが可能な2Dプローブを用いる場合であっても適用可能である。2Dプローブは、超音波を集束して送信することで被検体Pを2次元で走査することも可能であり、メカニカル4Dプローブのように揺動方向にA面の位置を連続移動して3次元走査を行なうことができる。

【0130】

また、第1の実施形態～第5の実施形態で説明した画像処理方法は、超音波診断装置1とは独立に設置された画像処理装置により行なわれる場合であってもよい。かかる画像処理装置は、例えば、送受信部21が生成した反射波データを受信することで、第1の実施形態～第5の実施形態で説明した画像処理方法を行なうことができる。

40

【0131】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして

50

実現され得る。

【 0 1 3 2 】

また、第 1 の実施形態～第 5 の実施形態で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等のコンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【 0 1 3 3 】

以上、説明したとおり、第 1 の実施形態～第 5 の実施形態によれば、超音波の 3 次元走査により表示される画像の画質劣化を回避することができる。

【 0 1 3 4 】

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。

20

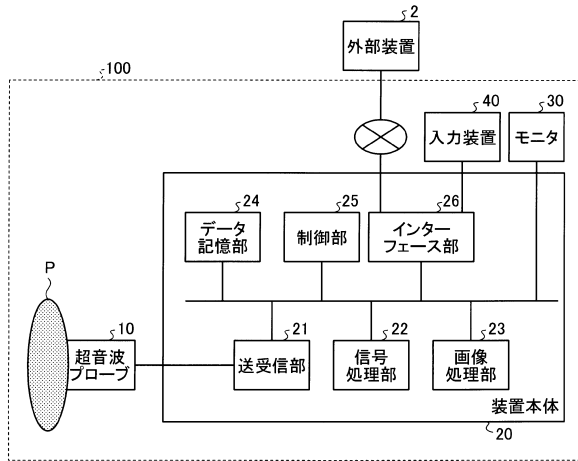
【符号の説明】

【 0 1 3 5 】

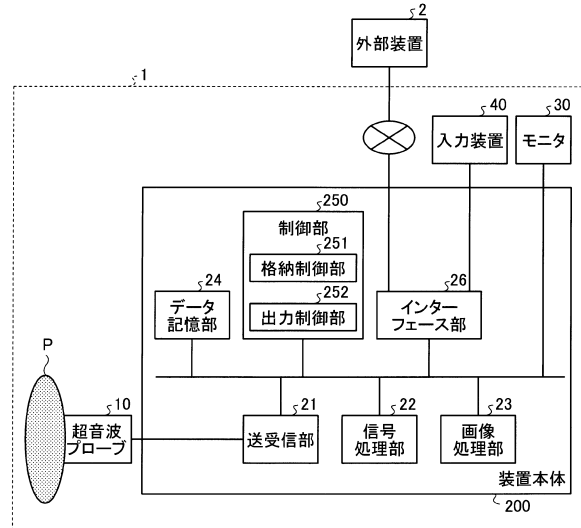
- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 200 装置本体
- 21 送受信部
- 22 信号処理部
- 23 画像処理部
- 24 データ記憶部
- 25 制御部
- 251 格納制御部
- 252 出力制御部
- 26 インターフェース部
- 30 モニタ
- 40 入力装置

30

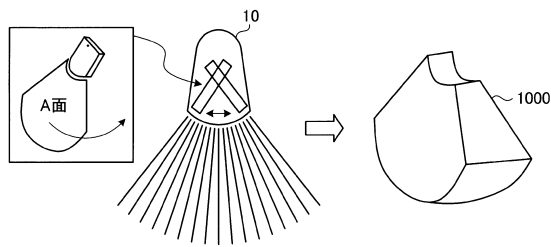
【図 1】



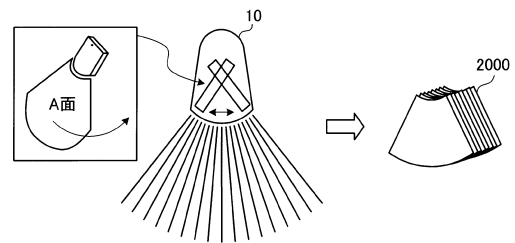
【図 3】



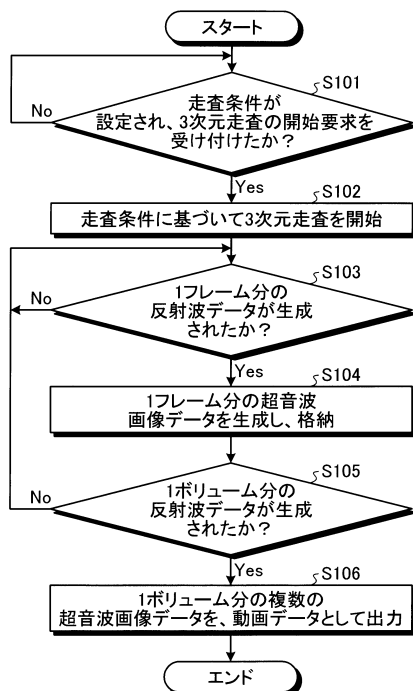
【図 2】



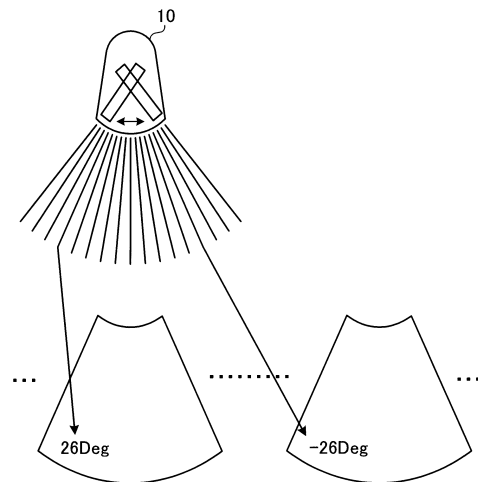
【図 4】



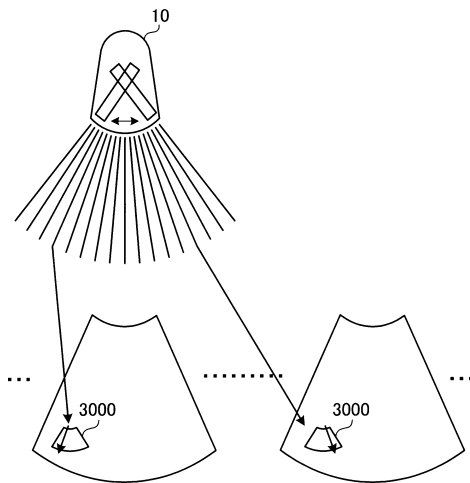
【図 5】



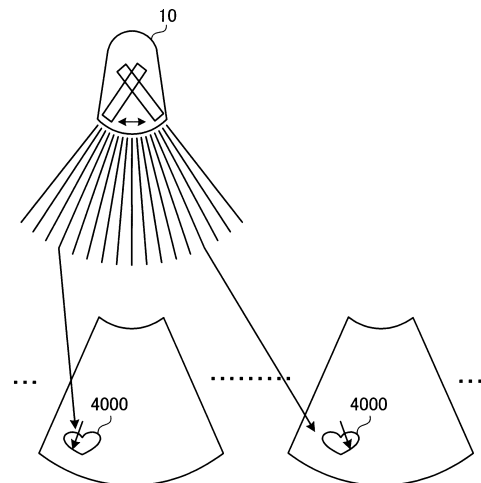
【図 6】



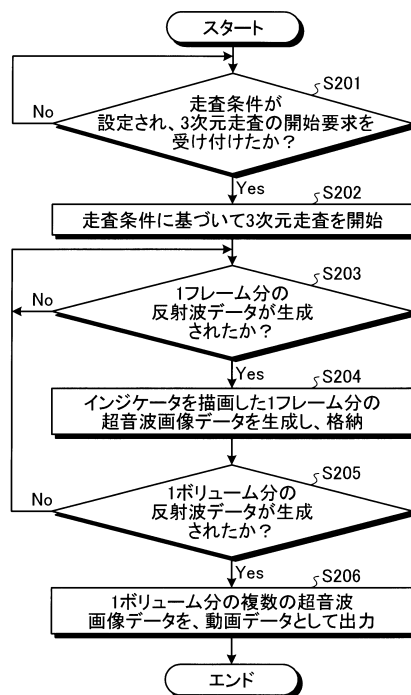
【図 7】



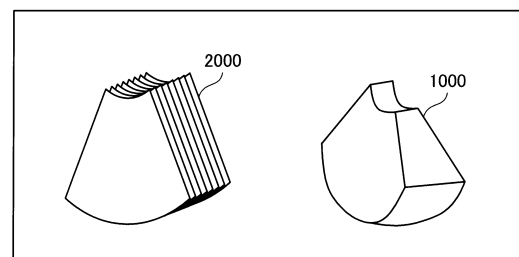
【図 8】



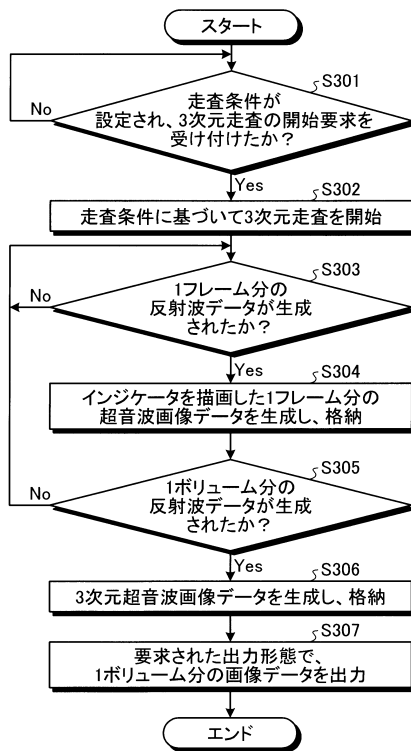
【図 9】



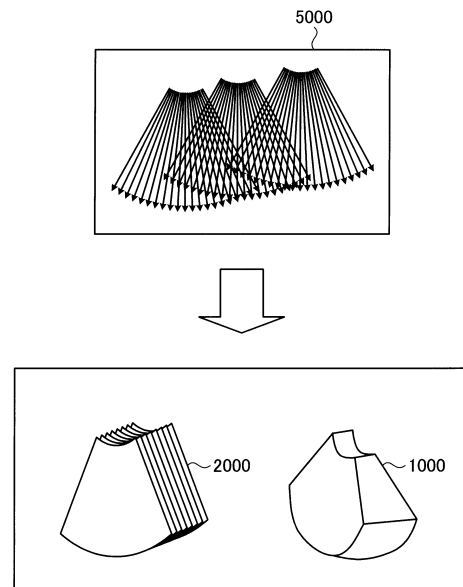
【図 10】



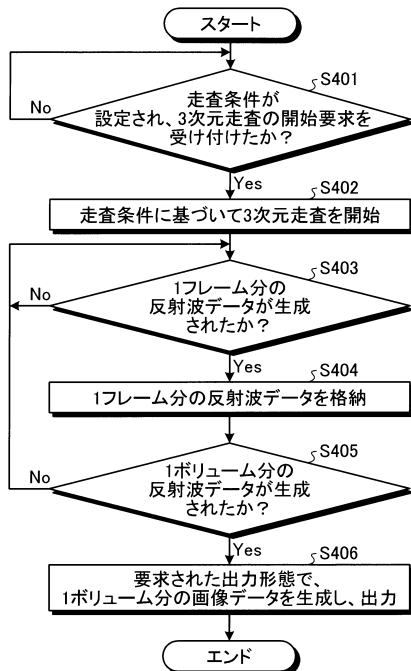
【図 1 1】



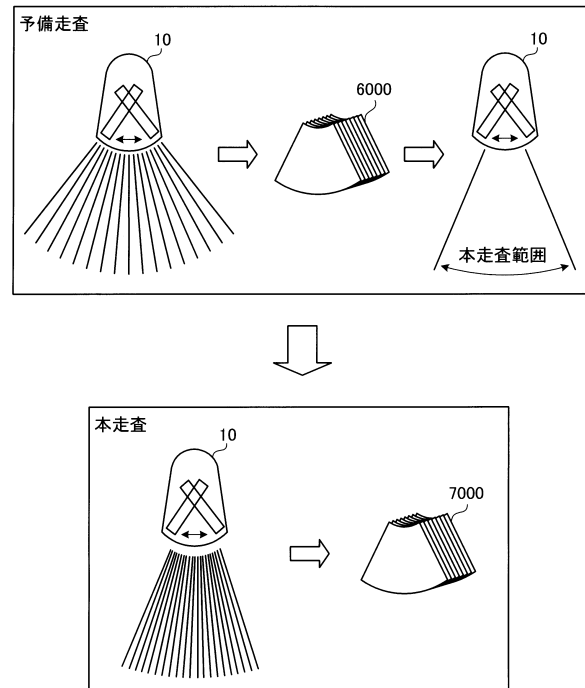
【図 1 2】



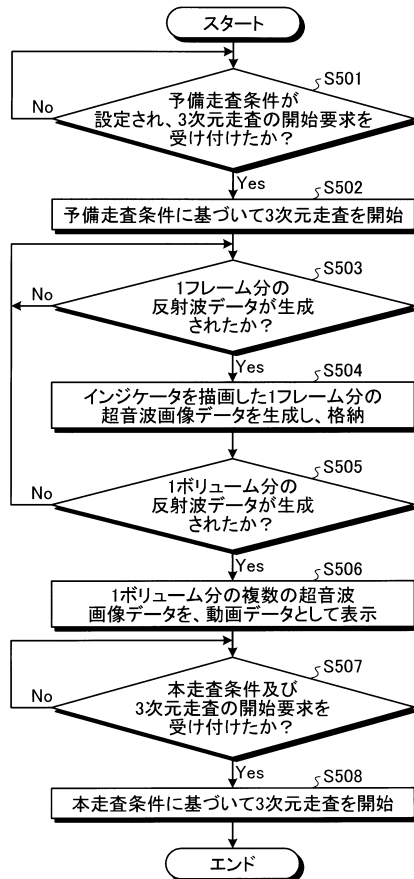
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 2 2 2 2 3 3 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 9 5 6 0 7 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 0 5 7 7 6 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 2 8 4 5 1 6 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 2 5 9 0 5 (J P , A)
再公表特許第 2 0 1 0 / 0 5 5 8 1 6 (J P , A 1)
特開平 0 4 - 3 3 2 5 4 4 (J P , A)
特開昭 6 0 - 0 6 6 7 3 1 (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)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP6073563B2	公开(公告)日	2017-02-01
申请号	JP2012063560	申请日	2012-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	橋本新一 浜田賢治		
发明人	橋本 新一 浜田 賢治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/523 A61B8/5292 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/GA18 4C601/JC25 4C601/KK32 4C601/LL04		
其他公开文献	JP2013192779A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据实施例的超声波诊断装置包括超声波探头，存储控制器和输出控制器。超声波探头被配置为在发送/接收控制下执行三维超声波扫描。存储控制器被配置为控制由超声波探头执行的三维扫描生成的数据，以将其存储在预定存储器中，作为通过二维扫描多个预定交叉而产生的多个二维数据其位置在三维扫描的区域中沿着预定方向连续改变。输出控制器被配置为基于存储在预定存储器中的多条二维数据来控制多条二维图像数据，以便作为运动图像数据输出到预定输出单元。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6073563号 (P6073563)
(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)	(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/00 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8/00	
請求項の数 13 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-63560(P2012-63560)	(73) 特許権者 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1-3-8 5番地	
(22) 出願日 平成24年3月21日(2012.3.21)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 橋本 新一	
(65) 公開番号 特開2013-192779(P2013-192779A)	(72) 発明者 橋本 新一 東芝メディカルシステムズ株式会社内	
(43) 公開日 平成25年9月30日(2013.9.30)	(72) 発明者 浜田 賢治 東芝メディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成26年12月18日(2014.12.18)	審査官 宮川 賢伸	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム