

(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2014-221119

(P2014-221119A)

(43) 公開日 平成26年11月27日(2014.11.27)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F I  
A61B 8/12

テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2013-101682 (P2013-101682)  
(22) 出願日 平成25年5月13日 (2013.5.13)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 594164542  
東芝メディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 100089118  
弁理士 酒井 宏明  
(72) 発明者 坂口 文康  
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 貞光 和俊  
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

最終頁に続く

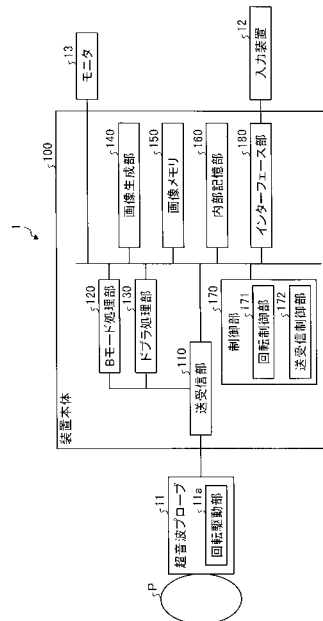
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 3次元の超音波画像データの画質を向上させることができる超音波診断装置及び制御プログラムを提供すること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、回転制御部と、送受信制御部とを備える。回転制御部は、一列に配置された複数の超音波振動子を回転させることで、超音波プローブによって走査される走査断面を回転させる。送受信制御部は、前記複数の超音波振動子が回転される回転面に均一に設定された複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面と重なった場合に、当該走査位置での超音波送受信を前記超音波プローブに実行させる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

一列に配置された複数の超音波振動子を回転させることで、超音波プローブによって走査される走査断面を回転させる回転制御部と、

前記複数の超音波振動子が回転される回転面に均一に設定された複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面と重なった場合に、当該走査位置での超音波送受信を前記超音波プローブに実行させる送受信制御部と

を有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記回転制御部は、前記複数の超音波振動子を一定の速度で回転させ、

前記送受信制御部は、前記複数の走査位置それぞれが回転中の走査断面と重なる時間を前記速度から算出し、算出した時間に基づいて、前記超音波プローブに超音波送受信を実行させ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】**

前記回転制御部は、回転中の走査断面と重なる走査位置の数に応じて、前記複数の超音波振動子を回転させる速度の加減速を行い、

前記送受信制御部は、前記複数の走査位置それぞれが回転中の走査断面と重なる時間を前記速度から算出し、算出した時間に基づいて、前記超音波プローブに超音波送受信を実行させ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 4】**

前記送受信制御部は、回転中の走査断面と重なる走査位置が複数である場合、前記複数の超音波振動子の回転軸から遠い走査位置から順に、前記超音波プローブに超音波送受信を実行させることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記回転制御部は、前記複数の超音波振動子を回転させる角度範囲を分割し、分割した角度範囲ごとに、1 心拍に渡って前記複数の超音波振動子を反復回転させることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記複数の走査位置は、前記回転面において四角格子状に設定されることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記複数の走査位置は、前記回転面において八二カム格子状に設定されることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

一列に配置された複数の超音波振動子を回転させることで、超音波プローブによって走査される走査断面を回転させる回転制御手順と、

前記複数の超音波振動子が回転される回転面に均一に設定された複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面と重なった場合に、当該走査位置での超音波送受信を前記超音波プローブに実行させる送受信制御手順と

をコンピュータに実行させることを特徴とする制御プログラム。

**【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制御プログラムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来、超音波診断装置において、TEE (transesophageal echocardiography : 経食道心エコー用超音波) プローブが利用されている。この TEE プローブは、食道や胃等の上部消化管に経口で挿入されることで、心臓等を超音波で撮像するための超音波プローブである。例えば、TEE プローブには、2次元の超音波画像データ(断層像)を撮像する

10

20

30

40

50

ために、複数の超音波振動子が一列で配置されたものがある。また、例えば、TEEプローブには、3次元の超音波画像データを撮像するために、複数の超音波振動子が格子状に2次元で配置されたものがある。超音波振動子が格子状に2次元で配置されたTEEプローブは、高集積多チャンネルの小型化して搭載する技術が採用されており、高価なものとなっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2010-158475号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、3次元の超音波画像データの画質を向上させることのできる超音波診断装置及び制御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】

【0005】

実施形態の超音波診断装置は、回転制御部と、送受信制御部とを備える。回転制御部は、一列に配置された複数の超音波振動子を回転させることで、超音波プローブによって走査される走査断面を回転させる。送受信制御部は、前記複数の超音波振動子が回転される回転面に均一に設定された複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面と重なった場合に、当該走査位置での超音波送受信を前記超音波プローブに実行させる。

20

【図面の簡単な説明】

【0006】

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

【図2A】図2Aは、TEEプローブについて説明するための図である。

【図2B】図2Bは、TEEプローブについて説明するための図である。

【図2C】図2Cは、TEEプローブについて説明するための図である。

【図2D】図2Dは、TEEプローブについて説明するための図である。

【図2E】図2Eは、TEEプローブについて説明するための図である。

30

【図3】図3は、従来技術の課題を説明するための図である。

【図4A】図4Aは、送受信制御部によって走査される走査位置及び走査順について説明するための図である。

【図4B】図4Bは、送受信制御部によって走査される走査位置及び走査順について説明するための図である。

【図4C】図4Cは、送受信制御部によって走査される走査位置及び走査順について説明するための図である。

【図4D】図4Dは、送受信制御部によって走査される走査位置及び走査順について説明するための図である。

【図4E】図4Eは、送受信制御部によって走査される走査位置及び走査順について説明するための図である。

40

【図5】図5は、送受信制御部によって各走査位置が走査される時間について説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る回転制御部の処理を説明するための図である。

【図8】図8は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図9】図9は、第3の実施形態に係る回転制御部の処理を説明するための図である。

【図10A】図10Aは、第3の実施形態に係る回転制御部の処理を説明するための図で

50

ある。

【図 1 0 B】図 1 0 B は、第 3 の実施形態に係る回転制御部の処理を説明するための図である。

【図 1 0 C】図 1 0 C は、第 3 の実施形態に係る回転制御部の処理を説明するための図である。

【図 1 0 D】図 1 0 D は、第 3 の実施形態に係る回転制御部の処理を説明するための図である。

【図 1 1 A】図 1 1 A は、複数の走査位置が八ニカム格子状に設定される場合の走査順について説明するための図である。

【図 1 1 B】図 1 1 B は、複数の走査位置が八ニカム格子状に設定される場合の走査順について説明するための図である。

【図 1 1 C】図 1 1 C は、複数の走査位置が八ニカム格子状に設定される場合の走査順について説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及び制御プログラムを説明する。

【0008】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を説明するための図である。図 1 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、超音波プローブ 1 1 と、入力装置 1 2 と、モニタ 1 3 と、装置本体 1 0 0 とを有する。

【0009】

超音波プローブ 1 1 は、複数の超音波振動子（圧電振動子）を有する。これら複数の超音波振動子は、後述する装置本体 1 0 0 が有する送受信部 1 1 0 から供給される駆動信号に基づいて、超音波を発生させる。超音波プローブ 1 1 は、複数の超音波振動子から発生する超音波を集束させることでビーム状の超音波（超音波ビーム）を被検体 P の体内へ送信し、さらに、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 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、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。

【0010】

超音波プローブ 1 1 から被検体 P に超音波ビームが送信されると、送信された超音波ビームは、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、反射波信号として複数の超音波振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波ビーム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など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。

【0011】

第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 1 は、複数の超音波振動子が一列で配置されており、これら複数の超音波振動子を回転させることで、被検体 P を 3 次元で走査する。超音波プローブ 1 1 は、複数の超音波振動子を回転させるために、回転駆動部 1 1 a を有する。回転駆動部 1 1 a は、例えば、モータを有し、後述する制御部 1 7 0 の指示に基づいて、複数の超音波振動子を回転させる。

【0012】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 1 は、T E E (transesophageal echocardiography: 経食道心エコー用超音波) プローブである。T E E プローブである超音波プローブ 1 1 は、被検体 P の体内に経口で挿入される。そして、超音波プローブ 1 1 は、被検体 P の食道や胃等の上部消化管に当接され、複数の超音波振動子を回転させることで、任意の断面を撮像したり、3 次元の超音波画像データ（ボリュームデータ）を撮像し

10

20

30

40

50

たりする。

【0013】

入力装置12は、キーボード、マウス、フットスイッチ、トラックボール、タッチコマンドスクリーン、各種ボタン等であり、超音波診断装置1の操作者からの各種指示を受け付け、装置本体100に対して受け付けた各種指示を転送する。

【0014】

例えば、入力装置12は、3次元の超音波画像データの撮像を開始する旨の撮像開始指示を操作者から受け付ける。入力装置12は、受け付けた撮像開始指示を後述する制御部170へ出力する。

【0015】

モニタ13は、超音波診断装置1の操作者が入力装置12を用いて各種指示を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体100において生成された超音波画像データを超音波画像として表示したりする。

【0016】

装置本体100は、超音波プローブ11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。図1に示す装置本体100は、2次元の反射波信号に基づいて2次元の超音波画像データを生成可能であり、3次元の反射波信号に基づいて3次元の超音波画像データを生成可能である。

【0017】

装置本体100は、図1に示すように、送受信部110と、Bモード処理部120と、ドプラ処理部130と、画像生成部140と、画像メモリ150と、内部記憶部160と、制御部170と、インターフェース部180とを有する。

【0018】

送受信部110は、後述する制御部170の指示に基づいて、超音波プローブ11が行う超音波送受信を制御する。送受信部110は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ11に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ11から発生される超音波をビーム状に集束させ、かつ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、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11に駆動信号(駆動パルス)を印加する。送信遅延部は、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、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

【0019】

また、送受信部110は、プリアンプ、A/D(Analog/Digital)変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ11が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された反射波信号をA/D変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0020】

なお、被検体Pが2次元走査される場合、後述する制御部170は、回転駆動部11aを制御して、操作者が所望する走査断面となるまで、複数の超音波振動子を回転する。かかる場合、送受信部110は、上記の走査断面にて超音波受信を超音波プローブ11に実行させて、2次元の反射波データを生成する。また、被検体Pが3次元走査される場合、後述する制御部170は、回転駆動部11aを制御して、複数の超音波振動子を回転させることによって、走査断面を回転させる。かかる場合、送受信部110は、回転される走査断面により形成される3次元空間にて超音波受信を超音波プローブ11に実行させて、

10

20

30

40

50

複数の走査断面それぞれの2次元の反射波データを生成する。複数の走査断面それぞれの2次元の反射波データは、上記の3次元空間における3次元の反射波データとなる。

【0021】

このように、送受信部110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。なお、送受信部110は、後述する制御部170の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数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においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、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。また、送受信部110は、1フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

10

【0022】

Bモード処理部120及びドブラ処理部130は、送受信部110が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。Bモード処理部120は、送受信部110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、ドブラ処理部130は、送受信部110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、ドブラ効果による速度、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(ドブラデータ)を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。なお、図1に例示するBモード処理部120及びドブラ処理部130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。

20

【0023】

画像生成部140は、Bモード処理部120及びドブラ処理部130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、画像生成部140は、Bモード処理部120が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部140は、ドブラ処理部130が生成した2次元のドブラデータから移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0024】

ここで、画像生成部140は、一般的には、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、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部140は、超音波プローブ11による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部140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)等を行う。また、画像生成部140は、超音波画像データに、付帯情報(種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等)を合成する。

30

【0025】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部140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ブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。画像生成部140は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

40

【0026】

また、画像生成部140は、Bモード処理部120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うことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部140は、ドブラ処理部130が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行

50

うことで、3次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部140は、「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ(ボリュームデータ)」として生成する。

【0027】

また、画像生成部140は、ボリュームデータをモニタ13にて表示するための各種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う。画像生成部140が行うレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法(MPR: Multi Planer Reconstruction)を行ってボリュームデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部140が行うレンダリング処理としては、例えば、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング(VR: Volume Rendering)処理がある。

10

【0028】

画像メモリ150は、画像生成部140によって生成された画像データを記憶する。また、画像メモリ150は、画像生成部140による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ150は、送受信部110を経た直後の出力信号や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ150が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部170によりモニタ13に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、Bモード処理部120及びドブラ処理部130によって生成されたRawデータである座標変換前のデータ形式でもよい。

20

【0029】

内部記憶部160は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行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)や、診断プロトコルや各種ポイマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部160は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部160が記憶するデータは、後述するインターフェース部180を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0030】

制御部170は、超音波診断装置1における処理全体を制御する。具体的には、制御部170は、入力装置12を介して操作者から入力された各種指示や、内部記憶部160から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送受信部110、Bモード処理部120、ドブラ処理部130および画像生成部140の処理を制御したり、画像メモリ150が記憶する超音波画像データ等をモニタ13にて表示するように制御したりする。

30

【0031】

インターフェース部180は、入力装置12と装置本体100との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。また、インターフェース部180は、ネットワークと接続されても良い。

【0032】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、以下、詳細に説明する処理により、3次元の超音波画像データの画質を向上させることが可能となるように構成されている。

40

【0033】

ここで、従来のTEEプローブについて説明する。図2A~図2Eは、TEEプローブについて説明するための図である。図2Aには、TEEプローブである超音波プローブ11を当接面側から見た図を例示する。図2Aに示すように、超音波プローブ11は、当接面側に振動子群21を有する。この振動子群21は、複数の超音波振動子が一列で配置されたものである。

【0034】

図2Bには、当接面における超音波ビームの送信位置を例示する。従来のTEEプロー

50

ブにおいて、超音波ビームの送信位置 2 2 は、各超音波振動子（チャンネル）の配列方向に応じて設定される。例えば、図 2 B に示すように、振動子群 2 1 の各超音波振動子が左右方向に配置される場合には、超音波ビームの送信位置 2 2 は、当接面の左右方向において等間隔に設定される。なお、図 2 B では、説明の都合上、送信位置 2 2 が 1 1 箇所である場合を例示したが、これに限定されるものではなく、超音波診断装置 1 の操作者が任意数の送信位置 2 2 を設定して良い。

#### 【0035】

図 2 C には、TEEプローブである超音波プローブ 1 1 によって走査される走査断面を例示する。図 2 C に示すように、超音波プローブ 1 1 は、振動子群 2 1 から超音波ビーム 2 3 を順次送信することで、走査断面 2 4 を走査する。

10

#### 【0036】

図 2 D には、当接面において超音波ビームの送信位置 2 2 が回転する様子を例示する。図 2 D に示すように、回転駆動部 1 1 a は、例えば、振動子群 2 1 の中心を通り、当接面に直行する直線を回転軸 2 5 として、振動子群 2 1 を回転させることで、送信位置 2 2 を回転させる。これにより、回転駆動部 1 1 a は、超音波プローブ 1 1 によって走査される走査断面 2 4 を回転させる。つまり、TEEプローブである超音波プローブ 1 1 は、回転軸 2 5 を中心として振動子群 2 1 を回転させながら、各送信位置 2 2 において超音波送受信を行う。例えば、超音波プローブ 1 1 は、振動子群 2 1 を 180 度回転させることで、1 ボリューム分のボリュームデータを生成する。なお、超音波プローブ 1 1 は、振動子群 2 1 を回転させることで、直行 2 断面等、任意の 2 断面の超音波画像を撮影する Bi - P 1 lane 撮影を行うこともできる。

20

#### 【0037】

なお、図 2 D の例では、回転軸 2 5 が振動子群 2 1 の中心である場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、回転軸 2 5 が振動子群 2 1 の中心からずれていても良い。また、例えば、実施形態は、回転軸 2 5 が振動子群 2 1 の一端にあり、回転軸 2 5 を中心として 360 度回転させる場合であっても良い。

#### 【0038】

図 2 E には、TEEプローブによって撮像された被検体 P の心臓のボリュームレンダリング画像を例示する。図 2 E に示すように、超音波診断装置 1 は、TEEプローブである超音波プローブ 1 1 を用いて被検体 P の心臓を 3 次元で走査し、生成されたボリュームデータに対してボリュームレンダリングを実行することで、被検体 P の心臓を 3 次元的に描出する。なお、超音波診断装置 1 が生成する 3 次元の超音波画像データは、ボリュームレンダリング画像に限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 は、被検体 P のボリュームデータを用いて、超音波診断装置 1 の操作者が任意に設定した任意の断面の MPR 画像データ（断層像）であっても良い。

30

#### 【0039】

このように、TEEプローブである超音波プローブ 1 1 を用いることで、超音波診断装置 1 は、3 次元の超音波画像データを生成する。

#### 【0040】

しかしながら、従来技術では、必ずしも高画質の 3 次元の超音波画像データを生成することができなかった。以下、図 3 を用いて、従来技術の課題について説明する。

40

#### 【0041】

図 3 は、従来技術の課題を説明するための図である。図 3 には、振動子群 2 1 が回転される回転面 2 6 における送信位置 2 2 を例示する。図 3 に示すように、従来技術では、当接面において振動子群 2 1 を回転させながら、振動子群 2 1 の配列方向に沿って設定された各送信位置 2 3 で超音波送受信を行うので、回転軸 2 5 から遠いほど走査線密度が低くなり、回転軸 2 5 に近いほど走査線密度が高くなる。すなわち、回転軸 2 5 から遠い位置でも高い空間分解能の超音波画像データを生成するためには、回転軸 2 5 に近い位置では空間分解能が必要以上に高くなってしまふ。このため、回転軸 2 5 の付近では、必要以上に超音波ビームが送信されることとなり、被検体 P の体内に送信される音響パワーが増大

50

して発熱する恐れがあった。そして、この発熱を防止するために、送信する超音波ビームの送信電圧を下げることとなり、S/N比(Signal to Noise ratio)が低下する結果、生成される3次元の超音波画像データの画質が低下していた。

【0042】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、3次元の超音波画像データの画質を向上させるために、以下に説明する制御部170の処理を実行する。第1の実施形態に係る制御部170は、図1に示すように、回転制御部171と、送受信制御部172とを有する。

【0043】

第1の実施形態に係る回転制御部171は、振動子群21を回転させることで、超音波プローブ11によって走査される走査断面24を回転させる。

10

【0044】

例えば、回転制御部171は、撮像開始指示を入力装置12から受け付けると、振動子群21を回転させる回転制御を開始する。具体的には、第1の実施形態に係る回転制御部171は、回転軸25を中心として振動子群21を一定の速度で回転させる旨の指示を回転駆動部11aに出力する。これにより、回転駆動部11aは、回転軸25を中心として振動子群21を一定の速度で回転させる。

【0045】

また、例えば、回転制御部171は、振動子群21を180度回転させるごとに、回転方向を反転させる。これは、振動子群21にそれぞれ接続された複数の配線が、振動子群21の回転によって捻られるのを戻すためである。具体的には、回転制御部171は、振動子群21が180度回転するのに要する所用時間を、回転速度に基づいて算出する。そして、回転制御部171は、算出した所用時間が経過すると、振動子群21の回転方向を反転させる旨の指示を回転駆動部11aに出力する。例えば、回転駆動部11aは、時計回りの回転開始から所要時間が経過すると、振動子群21の回転を一旦停止させ、振動子群21を一定の速度で反時計回りに回転させる。このように、回転制御部171は、振動子群21の回転を反転させてから所要時間が経過するごとに、繰り返し振動子群21の回転を反転させる。

20

【0046】

第1の実施形態に係る送受信制御部172は、振動子群21が回転される回転面に均一に設定された複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面24と重なった場合に、走査断面24と重なった走査位置での超音波送受信を超音波プローブ11に実行させる。

30

【0047】

例えば、回転制御部171は、複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面24と重なる時間を、回転制御部171によって回転される速度から算出し、算出した時間に基づいて、超音波プローブ11に超音波送受信を実行させる。

【0048】

また、例えば、送受信制御部172は、回転中の走査断面24と重なる走査位置が複数である場合、振動子群21の回転軸から遠い走査位置から順に、超音波プローブ11に超音波送受信を実行させる。

40

【0049】

以下において、送受信制御部172の処理を具体的に説明する。図4A~図4Eは、送受信制御部172によって走査される走査位置及び走査順について説明するための図である。

【0050】

図4Aには、回転面26における複数の走査位置27を例示する。図4Aに示すように、送受信制御部172は、回転面26において、四角格子状に設定された複数の走査位置27に対して、超音波送受信を実行させる。なお、図4Aに示した走査位置27の配置は一例であり、回転面26における走査位置27の密度は、超音波診断装置1の操作者が任意に変更して良い。また、複数の走査位置27は、回転軸25と直交する直交断面におい

50

て均一に設定された位置を、回転面 2 6 での位置に変換されることで設定されても良い。

【 0 0 5 1 】

図 4 B には、図 4 A に示した複数の走査位置 2 7 の走査順を例示する。図 4 B において、各矩形の内部に記した数は、各矩形が示す走査位置 2 7 の送信順に対応する。なお、回転軸 2 5 に位置する走査位置 2 7 は、1 番目から 3 2 番目までの走査位置 2 7 とは異なって、全ての走査断面 2 4 で重なるため、ここでは説明の都合上、0 番目と表記する。0 番目の走査位置 2 7 に対する超音波ビームの送信順については、以下に詳述する。

【 0 0 5 2 】

図 4 C ~ 図 4 F を用いて、走査断面 2 4 の回転に伴って送受信制御部 1 7 2 が超音波送受信を実行させる処理を具体的に説明する。なお、ここでは、走査断面 2 4 の初期位置が図 4 C に例示の位置である場合を説明する。

10

【 0 0 5 3 】

図 4 C に示すように、回転制御部 1 7 1 が振動子群 2 1 を回転させる回転制御を開始すると、送受信制御部 1 7 2 は、各走査位置 2 7 に超音波送受信を実行させる送受信制御を開始する。この場合、送受信制御部 1 7 2 は、走査断面 2 4 が 0 番目から 1 0 番目までの各走査位置 2 7 と重なっているため、これら 0 番目から 1 0 番目までの各走査位置 2 7 において、超音波送受信を実行させる。具体的には、送受信制御部 1 7 2 は、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、6 番目、7 番目、8 番目、9 番目、1 0 番目、0 番目の順に、超音波送受信を実行させる旨の指示を送受信部 1 1 0 に出力する。これにより、超音波プローブ 1 1 は、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、6 番目、7 番目、8 番目、9 番目、1 0 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行する。

20

【 0 0 5 4 】

なお、図 4 C において、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 の回転、つまり、走査断面 2 4 の回転を開始する。すなわち、超音波プローブ 1 1 は、走査断面 2 4 が一定の速度で回転している間に、超音波送受信を実行する。このため、超音波プローブ 1 1 は、走査断面 2 4 と同時に重なる走査位置 2 7 が複数存在する場合には、必ずしも設定した走査位置 2 7 で超音波送受信を実行できない場合がある。例えば、超音波プローブ 1 1 が 2 番目の走査位置 2 7 を走査する場合には、1 番目の走査位置 2 7 を走査する間に走査断面 2 4 が回転するため、この回転量に応じて位置ずれ（回転誤差）が生じてしまう。具体的には、PRF（Pulse Repetition Frequency）が約 4 kHz であれば、超音波ビームの 1 回の送受信に要する時間は約 250 マイクロ秒であるため、この間の回転量に応じて位置ずれが生じる。単位時間当たりの位置ずれは、回転軸 2 5 からより遠い走査位置 2 7 ほど、回転軸 2 5 により近い走査位置 2 7 よりも大きくなってしまふ。

30

【 0 0 5 5 】

そこで、第 1 の実施形態に係る送受信制御部 1 7 2 は、走査断面 2 4 が複数の走査位置 2 7 と重なった場合に、回転軸 2 5 から遠い走査位置 2 7 ほど先に、超音波送受信を実行させる。換言すると、送受信制御部 1 7 2 は、回転軸 2 5 に近い走査位置 2 7 ほど後に、超音波送受信を実行させる。図 4 C に示す例では、送受信制御部 1 7 2 は、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、6 番目、7 番目、8 番目、9 番目、1 0 番目、0 番目の順に、超音波送受信を実行させる。このため、送受信制御部 1 7 2 は、回転量に応じた位置ずれを軽減することができる。

40

【 0 0 5 6 】

続いて、走査断面 2 4 が図 4 D に例示の位置まで回転した場合を説明する。図 4 D では、走査断面 2 4 が 1 1 番目及び 1 2 番目の走査位置 2 7 と重なっている。この場合、送受信制御部 1 7 2 は、1 1 番目、1 2 番目、0 番目の順に、超音波送受信を実行させる旨の指示を送受信部 1 1 0 に出力する。これにより、超音波プローブ 1 1 は、1 1 番目、1 2 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行する。

【 0 0 5 7 】

続いて、走査断面 2 4 が図 4 E に例示の位置まで回転した場合を説明する。図 4 E では、走査断面 2 4 が 1 3 番目及び 1 4 番目の走査位置 2 7 と重なっている。この場合、送受

50

信制御部 172 は、13 番目、14 番目、0 番目の順に、超音波送受信を実行させる旨の指示を送受信部 110 に出力する。これにより、超音波プローブ 11 は、13 番目、14 番目、0 番目の順に、各走査位置 27 に対して超音波送受信を実行する。

【0058】

同様に、送受信制御部 172 は、走査断面 24 の回転に伴って、各走査位置 27 に対して超音波送受信を実行させることで、32 番目の走査位置 27 まで超音波送受信を実行させる。

【0059】

ここで、図 5 を用いて、送受信制御部 172 によって各走査位置 27 が走査される時間について説明する。図 5 は、送受信制御部 172 によって各走査位置 27 が走査される時間について説明するための図である。図 5 において、横方向は、時間に対応する。また、下向きの矢印は、走査位置 27 が走査される時間に対応し、矢印の上に記した数は、図 4 C ~ 図 4 E に示した各走査位置 27 の走査順に対応する。また、 $t_1$  は、入力装置 12 が撮像開始指示を受け付けた時間に対応し、 $t_1 = 0$  とする。また、 $t_2$  は、1 回目に 0 番目の走査位置 27 を走査する時間に対応し、 $t_3$  は、走査断面 24 が 11 番目及び 12 番目の走査位置 27 と重なる時間に対応し、 $t_4$  は、2 回目に 0 番目の走査位置 27 を走査する時間に対応し、 $t_5$  は、走査断面 24 が 13 番目及び 14 番目の走査位置 27 と重なる時間に対応する。

10

【0060】

図 5 に示すように、送受信制御部 172 は、回転制御部 171 が振動子群 21 を回転させる回転制御を開始すると、各走査位置 27 に超音波送受信を実行させる送受信制御を開始する ( $t_1 = 0$ )。この場合、送受信制御部 172 は、走査断面 24 が 0 番目から 10 番目までの各走査位置 27 と重なっているため、これら 0 番目から 10 番目までの各走査位置 27 において、超音波送受信を実行させる。具体的には、送受信制御部 172 は、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、6 番目、7 番目、8 番目、9 番目、10 番目、0 番目の順に、各走査位置 27 に対して超音波送受信を実行させる。

20

【0061】

続いて、送受信制御部 172 は、 $t_3$  において、11 番目、12 番目、0 番目の順に、各走査位置 27 に対して超音波送受信を実行させる。なお、送受信制御部 172 は、 $t_1$  から  $t_3$  までの時間を、図 4 C の走査断面 24 と図 4 D の走査断面 24 とがなす角度と、回転速度とから算出する。

30

【0062】

続いて、送受信制御部 172 は、 $t_5$  において、13 番目、14 番目、0 番目の順に、各走査位置 27 に対して超音波送受信を実行させる。なお、送受信制御部 172 は、 $t_3$  から  $t_5$  までの時間を、図 4 D の走査断面 24 と図 4 E の走査断面 24 とがなす角度と、回転速度とから算出する。

【0063】

同様に、送受信制御部 172 は、走査断面 24 が各走査位置 27 と重なる時間になると、重なった走査位置 27 に対して超音波送受信を実行させることで、32 番目の走査位置 27 まで超音波送受信を実行させる。

40

【0064】

また、32 番目以降の走査位置 27 についても上述した処理と同様に、送受信制御部 172 は、振動子群 21 が時計回りに 180 度回転する間に、回転中の走査断面 24 と重なった走査位置 27 で超音波送受信を実行させる。これにより、画像生成部 140 は、1 ボリューム目のボリュームデータを生成する。

【0065】

このように、送受信制御部 172 は、回転面に均一に設定された複数の走査位置 27 のうち、いずれかが回転中の走査断面 24 と重なった場合に、走査断面 24 と重なった走査位置での超音波送受信を超音波プローブ 11 に実行させる。

【0066】

50

また、振動子群 2 1 が 1 8 0 度まで回転すると、回転方向が反転され、反時計回りの回転が開始される。この場合にも、送受信制御部 1 7 2 は、上述した処理と同様に、振動子群 2 1 が反時計回りに 1 8 0 度回転する間に、回転中の走査断面 2 4 と重なった走査位置 2 7 で超音波送受信を実行させる。具体的には、走査断面 2 4 が反時計回りで回転する場合の各走査位置 2 7 の走査順が設定されており、送受信制御部 1 7 2 は、この走査順にしたがって各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行する。例えば、図 4 C ~ 図 4 E において、走査断面 2 4 が反時計回りに、図 4 E の位置、図 4 D の位置、図 4 C の位置の順に回転する場合には、送受信制御部 1 7 2 は、次の順序で超音波送受信を実行させる。まず、送受信制御部 1 7 2 は、1 3 番目、1 4 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。続いて、送受信制御部 1 7 2 は、走査断面 2 4 が 1 1 番目及び 1 2 番目の走査位置 2 7 と重なる時間になると、1 1 番目、1 2 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。そして、送受信制御部 1 7 2 は、走査断面 2 4 が 1 番目から 1 0 番目の走査位置 2 7 と重なる時間になると、1 番目、2 番目、3 番目・・・9 番目、1 0 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。これにより、画像生成部 1 4 0 は、2 ボリューム目のボリュームデータを生成する。

10

20

30

40

50

**【 0 0 6 7 】**

以下同様に、送受信制御部 1 7 2 は、振動子群 2 1 の回転が反転するごとに、1 8 0 度回転する間に走査断面 2 4 と重なった走査位置 2 7 で超音波送受信を実行させる。これにより、画像生成部 1 4 0 は、被検体 P の体内を 3 次元で撮像したボリュームデータを生成する。

**【 0 0 6 8 】**

そして、画像生成部 1 4 0 は、生成したボリュームデータから表示用の超音波画像データを生成する。例えば、画像生成部 1 4 0 は、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行って、任意の断面の M P R 画像データを生成したり、ボリュームレンダリング画像を生成したりする。そして、画像生成部 1 4 0 は、生成した表示用の超音波画像データをモニタ 1 3 に表示させる。

**【 0 0 6 9 】**

なお、ここでは、走査断面 2 4 が複数の走査位置 2 7 と重なるごとに、0 番目の走査位置 2 7 を走査する場合を説明したが、必ずしも 0 番目の走査位置 2 7 を走査しなくても良い。例えば、送受信制御部 1 7 2 は、図 4 C の位置で 0 番目の走査位置 2 7 を走査した場合には、次に走査断面 2 4 が図 4 C の位置に戻るまで 0 番目の走査位置 2 7 を走査しなくても良い。

**【 0 0 7 0 】**

また、ここでは、走査断面 2 4 が複数の走査位置 2 7 と重なるごとに、重なった他の走査位置 2 7 より後に 0 番目の走査位置 2 7 を走査する場合を説明したが、これに限らず、最初に 0 番目の走査位置 2 7 を走査しても良い。例えば、送受信制御部 1 7 2 は、走査断面 2 4 が 1 番目から 1 0 番目の走査位置 2 7 と重なった場合には、0 番目、1 番目、2 番目、3 番目・・・9 番目、1 0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波ビームを送受信させても良い。

**【 0 0 7 1 】**

次に、図 6 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順について説明する。図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順を示すフローチャートである。図 6 に示すように、入力装置 1 2 が撮像開始指示を受け付けると（ステップ S 1 0 1 肯定）、回転制御部 1 7 1 は、回転制御を開始する（ステップ S 1 0 2）。これにより、例えば、回転駆動部 1 1 a は、回転軸 2 5 を中心として振動子群 2 1 を一定の速度で回転させる。また、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 が 1 8 0 度回転するごとに、回転方向を反転させる。

**【 0 0 7 2 】**

続いて、送受信制御部 1 7 2 は、送受信制御を開始する（ステップ S 1 0 3）。そして

、送受信制御部 172 は、複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面 24 と重なった場合に、超音波送受信を実行させる（ステップ S 104）。例えば、送受信制御部 172 は、複数の走査位置 27 それぞれが回転中の走査断面 24 と重なる時間を、回転制御部 171 によって回転される速度から算出する。そして、送受信制御部 172 は、算出した時間が経過すると、超音波プローブ 11 に超音波送受信を実行させる。

【0073】

そして、送受信制御部 172 は、振動子群 21 が 180 度回転するまで（ステップ S 105 否定）、送受信制御部 172 は、ステップ S 104 の処理を繰り返し実行する。つまり、送受信制御部 172 は、画像生成部 140 が 1 ボリューム分のボリュームデータを生成するまで、複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面 24 と重なった場合に、超音波送受信を実行させる。

10

【0074】

そして、送受信制御部 172 は、振動子群 21 が 180 度回転すると（ステップ S 105 肯定）、撮像を終了する旨の撮像終了指示を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 106）。

【0075】

撮像終了指示を受け付けていない場合には（ステップ S 106 否定）、回転制御部 171 は、回転方向を反転し（ステップ S 107）、ステップ S 104 の処理へ移行する。

【0076】

一方、撮像終了指示を受け付けた場合には（ステップ S 106 肯定）、回転制御部 171 及び送受信制御部 172 は、処理を終了する。

20

【0077】

なお、図 6 において説明した処理手順は一例であり、必ずしも上記の処理手順に限定されなくても良い。例えば、回転制御部 171 が回転制御を開始する処理であるステップ S 102 の処理と、送受信制御部 172 が送受信制御を開始する処理であるステップ S 103 の処理とは、同時に実行されても良い。

【0078】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 11 において、走査断面 24 を一定の速度で回転させる。そして、超音波診断装置 1 は、振動子群 21 が回転される回転面に均一に設定された複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面 24 と重なった場合に、走査断面 24 と重なった走査位置での超音波送受信を超音波プローブ 11 に実行させる。

30

【0079】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、振動子群 21 を回転させることで、走査断面 24 を回転させながら、均一に設定された複数の走査位置 27 を走査するので、生成するボリュームデータの空間分解能を均一にすることができる。このため、超音波診断装置 1 は、従来と比較して必要以上に超音波ビームを送受信することが無くなり、被検体 P の体内に送信される音響パワーを抑制でき、発熱の恐れも低下する。このため、超音波診断装置 1 は、必要な送信電圧の超音波ビームを送信できるので、S/N 比を適切なレベルに保てる結果、生成される 3 次元の超音波画像データの画質を向上させることができる。

40

【0080】

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、振動子群 21 を一定の速度で回転させるので、超音波送受信を実行しない待機時間を生じる。図 5 の例では、 $t_2$  から  $t_3$  までの時間や  $t_4$  から  $t_5$  までの時間が、待機時間に対応する。このため、超音波診断装置 1 は、被検体 P の体内に送信される音響パワーを抑制でき、発熱の恐れも低下する。このため、超音波診断装置 1 は、必要な送信電圧の超音波ビームを送信できるので、S/N 比を適切なレベルに保てる結果、生成される 3 次元の超音波画像データの画質を恒常させることができる。

【0081】

50

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、振動子群 2 1 の中心を回転軸として回転させることで、回転軸の両側を交互に走査する。このため、超音波診断装置 1 は、隣り合う走査位置 2 7 で送信されたビームの残留多重を軽減することができる結果、生成される 3 次元の超音波画像データの画質を恒常させることができる。

【 0 0 8 2 】

( 第 2 の実施形態 )

上述した実施形態では、走査断面 2 4 を一定の速度で回転させる場合を説明したが、これに限定されるものではなく、走査断面 2 4 を回転させる速度が可変であっても良い。そこで、第 2 の実施形態では、走査断面 2 4 を回転させる速度が可変である場合を説明する。

10

【 0 0 8 3 】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成は、図 1 において説明した超音波診断装置 1 の構成と基本的に同様であるが、回転制御部 1 7 1 における処理の一部が相違する。そこで、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

【 0 0 8 4 】

第 2 の実施形態に係る回転制御部 1 7 1 は、回転中の走査断面と重なる走査位置の数に応じて、前記複数の超音波振動子を回転させる速度の加減速を行う。例えば、回転制御部 1 7 1 は、複数の走査位置が回転中の走査断面 2 4 と重ならない場合に、振動子群 2 1 の回転速度を加速させる。そして、例えば、回転制御部 1 7 1 は、複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面 2 4 と重なる場合に、振動子群 2 1 の回転速度を減速させる。例えば、回転制御部 1 7 1 は、複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面 2 4 と重なる場合に、振動子群 2 1 の回転を停止させたり、一定速度まで減速させて、一定速度に維持させたりする。

20

【 0 0 8 5 】

また、例えば、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 が 1 8 0 度回転するごとに、回転方向を反転させる。なお、この処理は、第 1 の実施形態において説明した処理と同様であるので、説明は省略する。

【 0 0 8 6 】

図 7 を用いて、第 2 の実施形態に係る回転制御部 1 7 1 の処理を説明する。図 7 は、第 2 の実施形態に係る回転制御部 1 7 1 の処理を説明するための図である。図 7 では、複数の走査位置のいずれかが回転中の走査断面 2 4 と重なる場合に、振動子群 2 1 の回転を停止させる場合を説明する。図 7 において、横方向は、時間に対応する。また、下向きの矢印は、走査位置 2 7 が走査される時間に対応し、矢印の上に記した数は、図 4 C ~ 図 4 E に示した各走査位置 2 7 の走査順に対応する。また、 $t_1$  は、入力装置 1 2 が撮像開始指示を受け付けた時間に対応し、 $t_1 = 0$  とする。また、 $t_2$  は、1 回目に 0 番目の走査位置 2 7 を走査する時間に対応し、 $t_3'$  は、走査断面 2 4 が 1 1 番目及び 1 2 番目の走査位置 2 7 と重なる時間に対応する。

30

【 0 0 8 7 】

図 7 に示すように、 $t_1$  では、走査断面 2 4 は図 4 C の位置であり、走査断面 2 4 が 0 番目から 1 0 番目までの各走査位置 2 7 と重なっている。この場合、 $t_1 \sim t_2$  の時間において、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 を回転させず、停止させる。ここで、送受信制御部 1 7 2 は、例えば、第 1 の実施形態と同様に、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、6 番目、7 番目、8 番目、9 番目、1 0 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 で超音波送受信を実行させる。なお、この場合、回転による位置ずれが生じないので、送受信制御部 1 7 2 は、0 番目から 1 0 番目までの各走査位置 2 7 に対する超音波送受信を、操作者の任意の順序で実行しても良い。

40

【 0 0 8 8 】

続いて、 $t_2$  では、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 を加速させる旨の指示を回転駆動部 1 1 a に出力する。これにより、 $t_2 \sim t_3'$  の時間において、回転制御部 1 7 1 は

50

、振動子群 2 1 を回転させる。ここで、回転制御部 1 7 1 が振動子群 2 1 を回転させる速度は、超音波診断装置 1 の操作者が任意に設定可能であるが、 $t_2 \sim t_3'$  の時間が最短となるように回転させることが好ましい。これにより、回転制御部 1 7 1 は、 $t_2 \sim t_3'$  の時間を、図 5 に示した  $t_2 \sim t_3'$  の時間よりも短縮させる。

【0089】

続いて、 $t_3'$  では、走査断面 2 4 は図 4 D の位置であり、走査断面 2 4 が 1 1 番目、1 2 番目及び 0 番目の各走査位置 2 7 と重なっている。この場合、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 を停止させる旨の指示を回転駆動部 1 1 a に出力する。これにより、 $t_3' \sim t_4'$  の時間において、回転駆動部 1 1 a は、振動子群 2 1 を停止させる。ここで、送受信制御部 1 7 2 は、例えば、第 1 の実施形態と同様に、1 1 番目、1 2 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 で超音波送受信を実行させる。なお、この場合、回転による位置ずれが生じないので、送受信制御部 1 7 2 は、1 1 番目、1 2 番目、0 番目の各走査位置 2 7 に対する超音波送受信を、操作者の任意の順序で実行しても良い。

10

【0090】

続いて、 $t_4'$  では、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 を加速させる旨の指示を回転駆動部 1 1 a に出力する。これにより、 $t_4' \sim t_5'$  の時間において、回転制御部 1 7 1 は、振動子群 2 1 を回転させる。ここで、回転制御部 1 7 1 が振動子群 2 1 を回転させる速度は、超音波診断装置 1 の操作者が任意に設定可能であるが、 $t_4' \sim t_5'$  の時間が最短となるように回転させることが好ましい。これにより、回転制御部 1 7 1 は、 $t_4' \sim t_5'$  の時間を、図 5 に示した  $t_4' \sim t_5'$  の時間よりも短縮させる。

20

【0091】

以降同様に、回転制御部 1 7 1 は、複数の走査位置 2 7 のいずれかが回転中の走査断面 2 4 と重なる場合には、振動子群 2 1 を停止させる。そして、回転制御部 1 7 1 は、回転中の走査断面 2 4 と重ならない場合には、振動子群 2 1 を加速させる。

【0092】

なお、図 7 に示す例では、走査位置 2 7 が回転中の走査断面 2 4 と重なると、振動子群 2 1 を停止させる場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、回転制御部 1 7 1 は、走査位置 2 7 が回転中の走査断面 2 4 と重なると、振動子群 2 1 を停止させず、一定速度に減速させる場合であっても良い。この場合、送受信制御部 1 7 2 は、回転による位置ずれが生じてしまうため、回転中の走査断面 2 4 と重なる走査位置 2 7 が複数あれば、回転軸 2 5 から遠い走査位置 2 7 から順に、超音波プローブ 1 1 に超音波送受信を実行させる。

30

【0093】

また、例えば、回転制御部 1 7 1 は、 $t_1 \sim t_2$  の時間を、走査断面 2 4 と重なっている走査位置 2 7 の数に基づいて算出する。例えば、回転制御部 1 7 1 は、走査断面 2 4 と重なっている走査位置 2 7 の数と、超音波ビームの 1 回の送受信に要する時間とを乗算することで、 $t_2$  を算出する。図 4 C に示す例では、回転制御部 1 7 1 は、走査断面 2 4 が 1 1 箇所走査位置 2 7 と重なっているため、「 $11 \times 250$  マイクロ秒 (PRF = 4 kHz の場合) = 2.75 ミリ秒」を算出する。また、例えば、回転制御部 1 7 1 は、 $t_2 \sim t_3'$  の時間を、図 4 C の走査断面 2 4 と図 4 D の走査断面 2 4 とがなす角度と、振動子群 2 1 の最大速度とから算出する。また、回転制御部 1 7 1 は、図 7 に示した他の時間についても同様に算出する。

40

【0094】

このように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、複数の走査位置が回転中の走査断面 2 4 と重ならない場合に、振動子群 2 1 の回転速度を加速させるので、待機時間を短くすることができる。図 7 の例では、 $t_2$  から  $t_3'$  までの時間や  $t_4$  から  $t_5$  までの時間が、待機時間に対応する。このため、超音波診断装置 1 は、ポリウムレートを向上させることができる。

【0095】

(第 3 の実施形態)

50

上記の実施形態において心臓を撮像する場合には、更に ECG (Electrocardiogram : 心電図) 同期を適用しても良い。そこで、第 3 の実施形態では、超音波診断装置 1 において ECG 同期を適用する場合を説明する。

【0096】

図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を説明するための図である。図 9 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、図 1 に示した超音波診断装置 1 と比較して、心電計測部 14 及び検出部 173 を有する点と、回転制御部 171 における処理の一部が相違する。そこで、第 3 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

【0097】

第 3 の実施形態に係る心電計測部 14 は、被検体 P の体表に付着され、被検体 P の生体参考信号として、ECG 信号を計測する。心電計測部 14 は、計測した ECG 信号を後述の検出部 173 へ送信する。なお、心電計測部 14 が計測する生体参考信号は、ECG 信号に限らず、PCG (Phonocardiography : 心音図) 信号や、呼吸 (Respiration) 信号であっても良い。

【0098】

第 3 の実施形態に係る検出部 173 は、心電計測部 14 によって計測された ECG 信号から所定の心時相を検出する。そして、検出部 173 は、検出した心時相に基づいて、トリガ信号を生成し、生成したトリガ信号を回転制御部 171 へ出力する。

【0099】

例えば、検出部 173 は、所定の心時相として R 波を検出するごとに、検出した時刻をトリガとするトリガ信号を生成する。そして、検出部 173 は、トリガ信号を生成するごとに、生成したトリガ信号を回転制御部 171 へ出力する。すなわち、トリガ信号は、1 心拍ごとに回転制御部 171 へ出力される。なお、検出部 173 が検出する所定の心時相は、R 波に限らず、例えば、QRS 波であっても良い。

【0100】

第 3 の実施形態に係る回転制御部 171 は、振動子群 21 を回転させる角度範囲を分割し、分割した角度範囲ごとに、1 心拍に渡って振動子群 21 を回転させる。

【0101】

例えば、回転制御部 171 は、180 度を  $n$  等分に分割することで、振動子群 21 を回転させる角度範囲を設定する。ここで、 $n$  は、1 以上の整数であり、例えば、超音波診断装置 1 の操作者によって任意の値が設定される。例えば、 $n = 4$  が設定される場合には、回転制御部 171 は、45 度ごとに 4 つの角度範囲を設定する。なお、複数の走査位置 27 が四角格子状に設定される場合には、4 つの走査位置 27 により正方形が形成されることから、45 度ごとに 4 つの角度範囲を設定することが好ましい。

【0102】

また、例えば、回転制御部 171 は、検出部 173 からトリガ信号を受け付けるごとに、設定した角度範囲で振動子群 21 を反復回転させる旨の指示を回転駆動部 11a へ出力する。これにより、回転駆動部 11a は、1 心拍ごとに、設定した角度範囲で振動子群 21 を反復回転させる。

【0103】

図 9 及び図 10A ~ D は、第 3 の実施形態に係る回転制御部 171 の処理を説明するための図である。図 9 には、回転面 26 における複数の走査位置 27 を例示する。図 9 において、角度範囲 31 は、0 ~ 45 度の範囲に対応し、角度範囲 32 は、45 ~ 90 度の範囲に対応し、角度範囲 33 は、90 ~ 135 度の範囲に対応し、角度範囲 34 は、135 ~ 180 度の範囲に対応する。また、角度範囲 35 は、180 ~ 225 度の範囲に対応し、角度範囲 36 は、225 ~ 270 度の範囲に対応し、角度範囲 37 は、270 ~ 315 度の範囲に対応し、角度範囲 38 は、315 ~ 360 度の範囲に対応する。なお、ここでは、走査断面 24 の初期位置が 0 度の位置である場合を説明する。

【0104】

10

20

30

40

50

図 9 に示すように、回転制御部 171 は、1 回目のトリガ信号を受け付けると、角度範囲 31 で振動子群 21 を反復回転させる回転制御を開始する。具体的には、回転制御部 171 は、振動子群 21 を 0 度の位置から 45 度の位置へ時計回りに回転させる。そして、回転制御部 171 は、振動子群 21 が 45 度の位置まで回転した場合には、回転方向を反時計回りに反転させ、振動子群 21 を 0 度の位置へ回転させる。そして、回転制御部 171 は、振動子群 21 が 0 度の位置まで回転した場合には、回転方向を時計回りに反転させ、振動子群 21 を 45 度の位置へ回転させる。このように、回転制御部 171 は、角度範囲 31 で振動子群 21 を時計回りに回転させる制御と、反時計回りに回転させる制御とを、繰り返し実行する。

【0105】

ここで、角度範囲 35 は回転軸 25 を挟んで角度範囲 31 に向かい合う位置にある。このため、回転制御部 171 が角度範囲 31 で振動子群 21 を反復回転させることで、角度範囲 35 においても振動子群 21 は反復回転される。

【0106】

また、ここで、送受信制御部 172 は、角度範囲 31 及び角度範囲 35 で振動子群 21 が反復回転する間に、回転中の走査断面 24 と重なった走査位置 27 で超音波送受信を実行させる。図 9 に示す例では、送受信制御部 172 は、0 番目から 30 番目までの走査位置 27 で、超音波送受信を超音波プローブ 11 に実行させる。図 10A の黒塗りの領域は、回転面 26 のうち角度範囲 31 及び角度範囲 35 に対応する 3 次元領域を示す。図 10A の黒塗りの領域は、振動子群 21 が 180 度回転されることで、超音波プローブ 11 により 3 次元走査される 3 次元領域の 4 分の 1 に対応する。すなわち、図 10A の黒塗りの領域は、ボリュームデータの 4 分の 1 に対応する部分ボリュームデータ（以下、部分ボリュームデータ A）を生成するために走査された 3 次元領域となる。振動子群 21 が角度範囲 31（角度範囲 35）で反復回転することで、図 10A の黒塗りの領域は、複数回 3 次元走査される。これにより、画像生成部 140 は、複数の部分ボリュームデータ A（以下、部分ボリュームデータ群 A）を時系列に沿って生成する。これら複数の部分ボリュームデータ A それぞれに対応する心時相は、異なっている。

【0107】

続いて、回転制御部 171 は、2 回目のトリガ信号を受け付けると、角度範囲 31 と時計回りの方向で隣り合う角度範囲 32 で、振動子群 21 を反復回転させる回転制御を開始する。ここで、回転制御部 171 が角度範囲 32 で振動子群 21 を反復回転させることで、角度範囲 36 においても振動子群 21 は反復回転される。図 10B の黒塗りの領域は、回転面 26 のうち角度範囲 32 及び角度範囲 36 に対応する 3 次元領域を示す。図 10A を用いて説明した同様の理由から、図 10B の黒塗りの領域は、ボリュームデータの 4 分の 1 に対応する部分ボリュームデータ（以下、部分ボリュームデータ A）を生成するために走査された 3 次元領域となる。これにより、画像生成部 140 は、複数の部分ボリュームデータ B（以下、部分ボリュームデータ群 B）を時系列に沿って生成する。これら複数の部分ボリュームデータ B それぞれに対応する心時相は、異なっている。

【0108】

続いて、回転制御部 171 は、3 回目のトリガ信号を受け付けると、角度範囲 32 と時計回りの方向で隣り合う角度範囲 33 で、振動子群 21 を反復回転させる回転制御を開始する。ここで、回転制御部 171 が角度範囲 33 で振動子群 21 を反復回転させることで、角度範囲 37 においても振動子群 21 は反復回転される。図 10C の黒塗りの領域は、回転面 26 のうち角度範囲 33 及び角度範囲 37 に対応する 3 次元領域を示す。図 10A を用いて説明した同様の理由から、図 10C の黒塗りの領域は、ボリュームデータの 4 分の 1 に対応する部分ボリュームデータ（以下、部分ボリュームデータ C）を生成するために走査された 3 次元領域となる。これにより、画像生成部 140 は、複数の部分ボリュームデータ C（以下、部分ボリュームデータ群 C）を時系列に沿って生成する。これら複数の部分ボリュームデータ C それぞれに対応する心時相は、異なっている。

【0109】

10

20

30

40

50

続いて、回転制御部 171 は、4 回目のトリガ信号を受け付けると、角度範囲 33 と時計回りの方向で隣り合う角度範囲 34 で、振動子群 21 を反復回転させる回転制御を開始する。ここで、回転制御部 171 が角度範囲 34 で振動子群 21 を反復回転させることで、角度範囲 38 においても振動子群 21 は反復回転される。図 10D の黒塗りの領域は、回転面 26 のうち角度範囲 34 及び角度範囲 38 に対応する 3 次元領域を示す。図 10A を用いて説明した同様の理由から、図 10D の黒塗りの領域は、ポリウムデータの 4 分の 1 に対応する部分ポリウムデータ（以下、部分ポリウムデータ D）を生成するために走査された 3 次元領域となる。これにより、画像生成部 140 は、複数の部分ポリウムデータ D（以下、部分ポリウムデータ群 D）を時系列に沿って生成する。これら複数の部分ポリウムデータ D それぞれに対応する心時相は、異なっている。

10

#### 【0110】

ここで、回転制御部 171 は、各角度範囲での回転速度を、第 1 又は第 2 の実施形態で説明した回転制御によって制御する。ただし、回転制御部 171 は、部分ポリウムデータ群 A ~ D それぞれに、略同一の心時相の部分ポリウムデータ A ~ D が存在するように、回転速度を調整する。ここで、各角度範囲が 1 心拍の間で N 回走査されると仮定し、K（ $1 \leq K \leq N$ ）回目の走査の心時相を第 K 時相と定義する。かかる場合、振動子群 21 が 180 度回転されると、画像生成部 140 は、「第 1 時相の部分ポリウムデータ A ~ D」~「第 N 時相の部分ポリウムデータ A ~ D」を生成する。そこで、画像生成部 140 は、「第 K 時相の部分ポリウムデータ A ~ D」を合成して、「第 K 時相の合成ポリウムデータ」を生成する。すなわち、画像生成部 140 は、「第 1 時相の合成ポリウムデータ」~「第 N 時相の合成ポリウムデータ」を生成する。これにより、例えば、画像生成部 140 は、1 心拍分の合成ポリウムデータ（以下、合成ポリウムデータ群）から、1 心拍分のレンダリング画像の動画像を生成する。

20

#### 【0111】

また、回転制御部 171 は、角度範囲 31 ~ 34 で振動子群 21 を反復回転させたのち、回転制御を行う角度範囲を反転させる。

#### 【0112】

すなわち、回転制御部 171 は、5 回目のトリガ信号を受け付けると、角度範囲 34 と反時計回りの方向で隣り合う角度範囲 33 で、振動子群 21 を反復回転させる回転制御を開始する。これにより、画像生成部 140 は、部分ポリウムデータ群 C を生成する。そして、画像生成部 140 は、新規に生成された部分ポリウムデータ群 C で、合成ポリウムデータ群を更新する。具体的には、画像生成部 140 は、生成済みの合成ポリウムデータ群のうち、部分ポリウムデータ群 C に対応する部分を新規に生成された部分ポリウムデータ群 C で更新する。

30

#### 【0113】

以下同様に、回転制御部 171 は、次のトリガ信号を受け付けるごとに、反時計回りの方向で隣り合う角度範囲 33 で、振動子群 21 を反復回転させる回転制御を開始する。そして、回転制御部 171 は、180 度に対応する角度範囲で振動子群 21 を反復回転させるごとに、回転制御を行う角度範囲を反転させる。そして、画像生成部 140 は、反復空き点を行った角度範囲に対応する部分ポリウムデータ群を新規に生成する。そして、画像生成部 140 は、部分ポリウムデータ群を新規に生成するごとに、合成ポリウムデータ群を更新する。

40

#### 【0114】

このように、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、心電同期により心臓を撮像する場合には、例えば、複数の走査位置 27 の配置パターンに基づいて設定された複数の角度範囲それぞれで、R 波をトリガ信号とする 1 心拍に渡って反復回転を行う。第 3 の実施形態では、均一に配置された複数の走査位置 27 を用いることで、高画質な部分ポリウムデータ群を生成して、高画質な合成ポリウムデータ群を生成することができる。従って、第 3 の実施形態では、心電同期により心臓を撮像する場合に、各心時相の 3 次元超音波画像データの画質を向上させることができる。

50

## 【 0 1 1 5 】

( 第 4 の 実 施 形 態 )

さて、これまで第 1 から第 3 の実施形態について説明したが、上述した実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてもよい。

## 【 0 1 1 6 】

( 走 査 位 置 の ハ ニ カ ム 格 子 状 配 列 )

例えば、第 1 から第 3 の実施形態では、複数の走査位置 2 7 が、回転面 2 6 において四角格子状に設定される場合を説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、ハニカム格子状に設定されても良い。以下、図 1 1 A ~ 図 1 1 C を用いて、複数の走査位置 2 7 がハニカム格子状に設定される場合の走査順について説明する。

10

## 【 0 1 1 7 】

図 1 1 A ~ 図 1 1 C は、複数の走査位置 2 7 がハニカム格子状に設定される場合の走査順について説明するための図である。なお、図 1 1 A ~ 図 1 1 C では、走査断面 2 4 の初期位置が図 1 1 A に例示の位置であり、回転制御部 1 7 1 が一定の速度で振動子群 2 1 を回転させる場合を説明する。

## 【 0 1 1 8 】

図 1 1 A に示すように、回転制御部 1 7 1 が振動子群 2 1 を回転させる回転制御を開始すると、送受信制御部 1 7 2 は、各走査位置 2 7 に超音波送受信を実行させる送受信制御を開始する。この場合、送受信制御部 1 7 2 は、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、6 番目、7 番目、8 番目、9 番目、1 0 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。

20

## 【 0 1 1 9 】

続いて、走査断面 2 4 が図 1 1 B に例示の位置まで回転した場合を説明する。図 1 1 B では、走査断面 2 4 が 1 1 番目及び 1 2 番目の走査位置 2 7 と重なっている。この場合、送受信制御部 1 7 2 は、1 1 番目、1 2 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。

## 【 0 1 2 0 】

続いて、走査断面 2 4 が図 1 1 C に例示の位置まで回転した場合を説明する。図 1 1 C では、走査断面 2 4 が 1 3 番目及び 1 4 番目の走査位置 2 7 と重なっている。この場合、送受信制御部 1 7 2 は、1 3 番目、1 4 番目、0 番目の順に、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。

30

## 【 0 1 2 1 】

以下同様に、送受信制御部 1 7 2 は、走査断面 2 4 の回転に伴って、各走査位置 2 7 に対して超音波送受信を実行させる。なお、ここでは、回転制御部 1 7 1 が一定の速度で振動子群 2 1 を回転させる場合を説明したが、回転制御部 1 7 1 が振動子群 2 1 を回転させる速度を加減速させる場合であっても良い。

## 【 0 1 2 2 】

このように、複数の走査位置 2 7 がハニカム格子状に設定される場合にも、超音波診断装置 1 は、3 次元の超音波画像データの画質を向上させることができる。なお、複数の走査位置 2 7 をハニカム格子状に設定する実施形態は、第 1 から第 3 の実施形態のいずれにも適用可能である。

40

## 【 0 1 2 3 】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、3 次元の超音波画像データの画質を向上させることができる。

## 【 0 1 2 4 】

以上、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

50

ものである。

【0125】

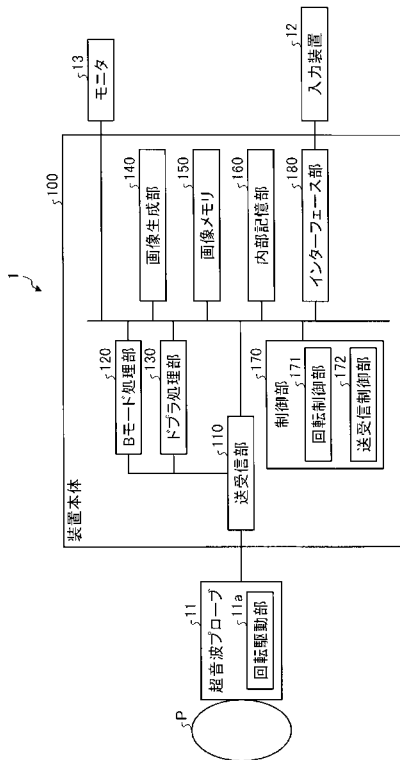
例えば、図1及び図8に例示した超音波診断装置1の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く超音波診断装置1が有することを要しない。すなわち、超音波診断装置1の各構成要素の分散・統合の具体的形態は図示のものに限定されるものではない。

【符号の説明】

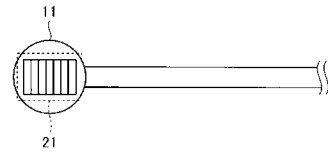
【0126】

- 1 超音波診断装置
- 170 制御部
- 171 回転制御部
- 172 送受信制御部

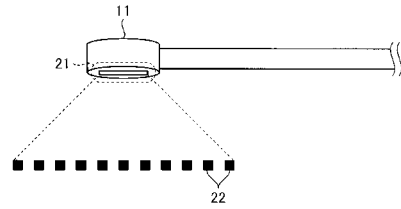
【図1】



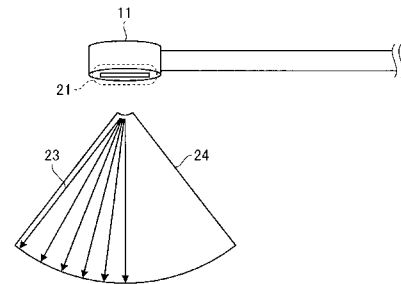
【図2A】



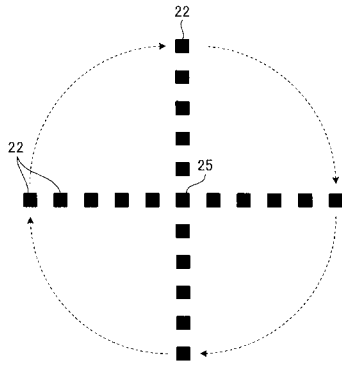
【図2B】



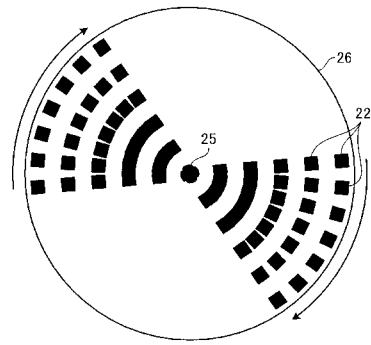
【図2C】



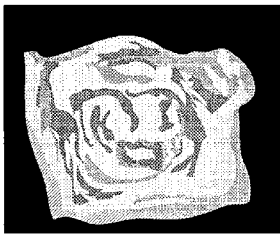
【 図 2 D 】



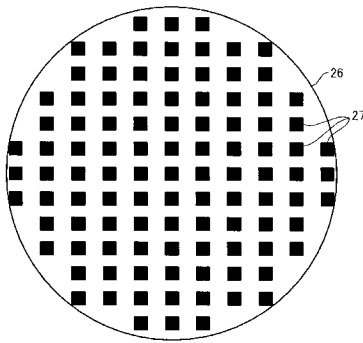
【 図 3 】



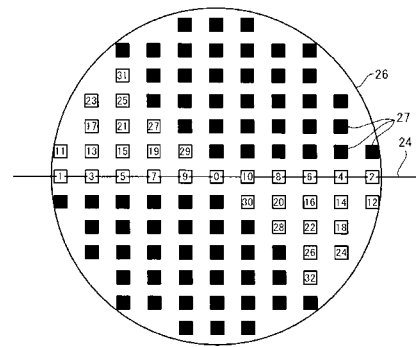
【 図 2 E 】



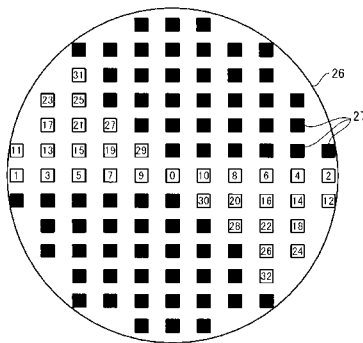
【 図 4 A 】



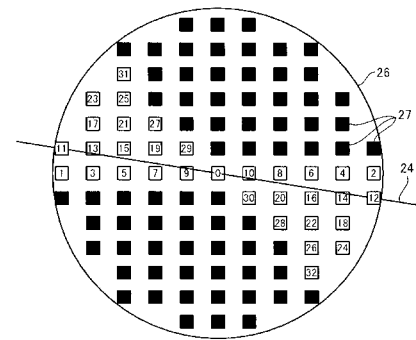
【 図 4 C 】



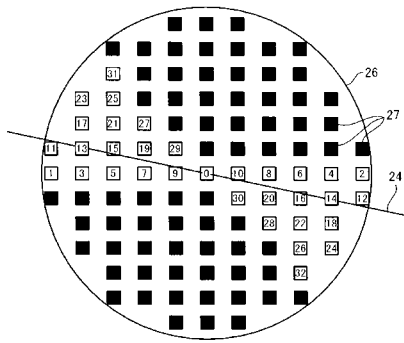
【 図 4 B 】



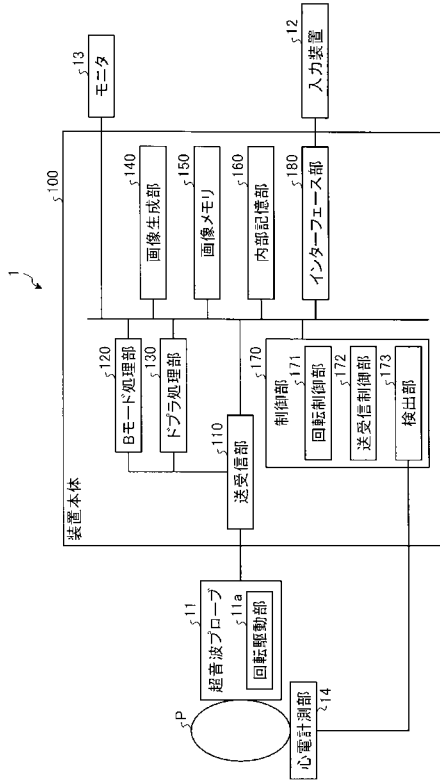
【 図 4 D 】



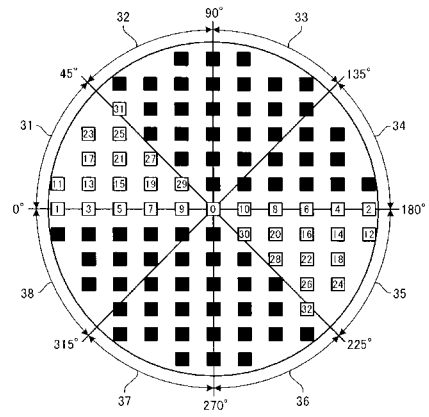
【 図 4 E 】



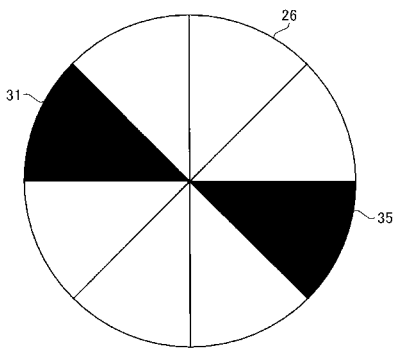
【 図 8 】



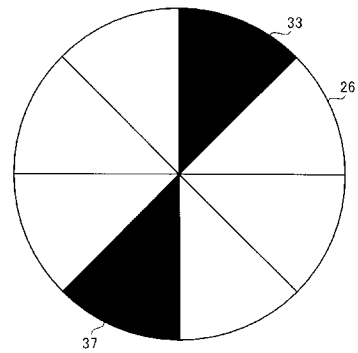
【 図 9 】



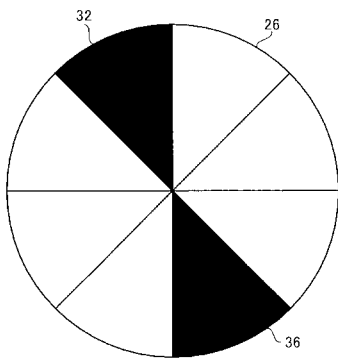
【 図 10 A 】



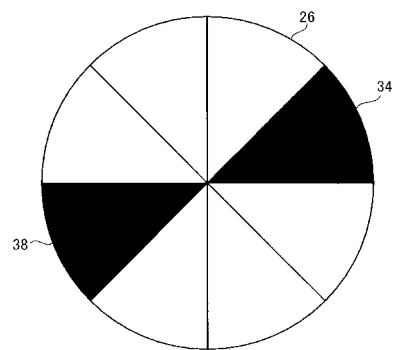
【 図 10 C 】



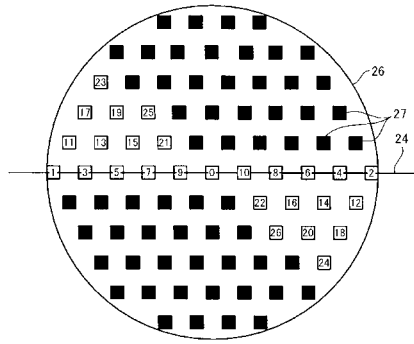
【 図 10 B 】



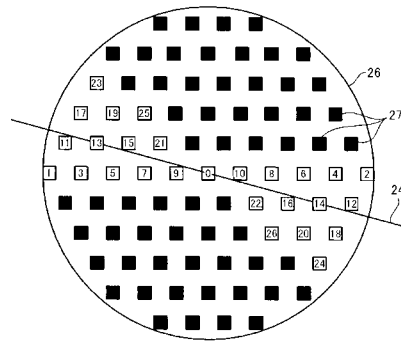
【 図 10 D 】



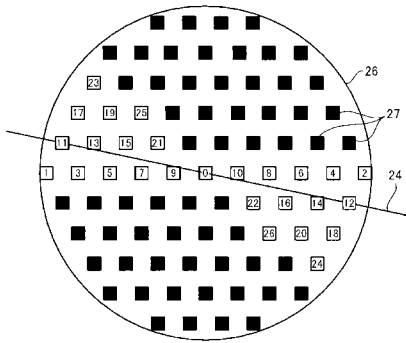
【図 1 1 A】



【図 1 1 C】



【図 1 1 B】



## フロントページの続き

- (72)発明者 後藤 義徳  
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 鷺見 篤司  
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 中沢 尚之  
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 中井 淳  
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 樋口 治郎  
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 小笠原 洋一  
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 高橋 正美  
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 BB03 BB14 BB16 BB23 DD15 EE11 FE01 FE10 FF08 GA12  
GA21 GB04 HH12 HH13 HH15 JC26 JC33

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014221119A</a>	公开(公告)日	2014-11-27
申请号	JP2013101682	申请日	2013-05-13
[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	坂口文康 贞光和俊 後藤義徳 鷺見篤司 中沢尚之 中井淳 樋口治郎 小笠原洋一 高橋正美		
发明人	坂口 文康 贞光 和俊 後藤 義徳 鷺見 篤司 中沢 尚之 中井 淳 樋口 治郎 小笠原 洋一 高橋 正美		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE10 4C601/FF08 4C601/GA12 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/HH12 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/JC26 4C601/JC33		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够提高三维超声图像数据的图像质量的超声诊断设备和控制程序。根据实施例的超声诊断设备包括旋转控制单元和发送/接收控制单元。旋转控制单元使成排布置的多个超声换能器旋转，以旋转由超声探头扫描的扫描部分。发送/接收控制单元，当在旋转过程中均匀地设置在多个超声换能器旋转的旋转表面上的多个扫描位置中的任何一个与旋转横截面重叠时，在扫描位置处的超声波使超声波探头执行发送和接收。[选型图]图1

