

(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2011-45472

(P2011-45472A)

(43) 公開日 平成23年3月10日(2011.3.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-195272 (P2009-195272)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年8月26日 (2009. 8. 26)		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	100078765
			弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100130731
			弁理士 河村 修

最終頁に続く

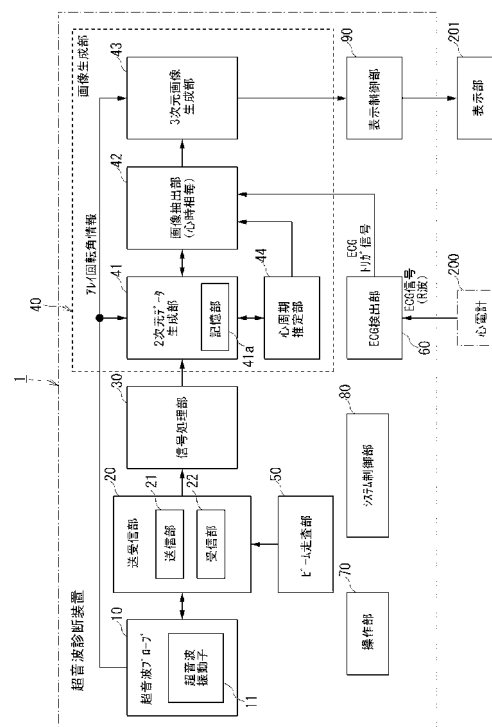
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】 3次元空間上における超音波ビームの配置をより均一化し、心臓の3次元画像をより短時間で生成することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 本発明に係る超音波診断装置は、1次元アレイの中心を通り超音波振動子の配列面に直交する軸に対して1次元アレイが回転可能に構成される超音波プローブと、超音波ビームを1次元アレイの回転中に2次元走査するビーム走査部と、2次元ビームデータを生成し、1次元アレイの回転によって得られる複数の2次元ビームデータを合成して3次元画像をさらに生成する画像生成部と、を備え、ビーム走査部は、1次元アレイの回転と2次元走査によって得られる3次元空間において、1次元アレイの回転軸近傍の空間における超音波ビームの配列密度と、回転軸近傍の空間より径方向に遠い空間における前記超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、超音波ビームを走査する、ことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が 1 次元に配列された 1 次元アレイを具備し、前記 1 次元アレイの中心を通り前記超音波振動子の配列面に直交する軸に対して前記 1 次元アレイが回転可能に構成される超音波プローブと、

前記 1 次元アレイで形成される超音波ビームを、前記 1 次元アレイの回転中に 2 次元走査するビーム走査部と、

前記 2 次元走査によって得られるエコー信号から 2 次元ビームデータを生成し、前記 1 次元アレイの回転によって得られる複数の前記 2 次元ビームデータを合成して 3 次元画像をさらに生成する画像生成部と、を備え、

前記ビーム走査部は、前記 1 次元アレイの回転と前記 2 次元走査によって得られる 3 次元空間において、前記 1 次元アレイの回転軸近傍の空間における前記超音波ビームの配列密度と、前記回転軸近傍の空間より径方向に遠い空間における前記超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、前記超音波ビームを走査する、ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ビーム走査部は、前記超音波ビームをセクタ走査し、前記セクタ走査の走査面における前記超音波ビームの間隔を不均一にして走査する、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】

前記ビーム走査部は、前記セクタ走査の中心から離れた領域では、前記中心の近傍の領域よりも密な間隔で前記超音波ビームを走査する、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記ビーム走査部は、1 つのセクタ走査の範囲を複数の部分セクタ走査で分担するように複数回 2 次元走査し、これにより前記 3 次元空間を放射状に切断する 2 次元走査面の数を増加させる、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 5】

前記ビーム走査部は、前記 1 つのセクタ走査を分担して 2 次元走査する前記複数の部分セクタ走査において、前記超音波ビームが前記 3 次元空間の径方向に全体として均一に分散されるように走査する、ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記ビーム走査部は、前記 1 つのセクタ走査に含まれる前記超音波ビームのビーム数と、前記複数の部分セクタ走査に含まれる前記超音波ビームの合計ビーム数とが等しくなるように走査する、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 7】

前記画像生成部は、

生体の心臓の 3 次元画像を生成可能であり、

前記 2 次元ビームデータの周期的変動から心周期を求め、

前記 1 次元アレイの回転によって得られる複数の 2 次元ビームデータの中から、前記心周期に基づいて同じ心時相の 2 次元ビームデータを複数抽出し、抽出した同じ心時相の複数の 2 次元ビームデータを合成して前記 3 次元画像を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記画像生成部は、

生体の心臓の 3 次元画像を生成可能であり、

前記生体から得られる心電波形から心周期に同期するトリガ信号を生成し、

50

前記 1 次元アレイの回転によって得られる複数の 2 次元ビームデータの中から、前記トリガ信号に基づいて同じ心時相の 2 次元ビームデータを複数抽出し、抽出した同じ心時相の複数の 2 次元ビームデータを合成して前記 3 次元画像を生成する、
ことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成部は、

抽出した前記同じ心時相の複数の 2 次元ビームデータを、各 2 次元ビームデータが得られたときの前記 1 次元アレイの回転角情報によって配置して合成し、前記 3 次元画像を生成する、

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記画像生成部は、

異なる心時相の前記 3 次元画像を時系列に順次出力することにより、心臓の動画を 3 次元画像として生成する、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像生成部は、

異なる心時相の前記 3 次元画像を時系列に順次出力することにより、心臓の動画を 3 次元画像として生成する、

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

超音波振動子が 1 次元に配列された 1 次元アレイを具備する超音波プローブを用いて、前記 1 次元アレイの中心を通り前記超音波振動子の配列面に直交する軸に対して前記 1 次元アレイが回転させ、

前記 1 次元アレイで形成される超音波ビームを、前記 1 次元アレイの回転中に 2 次元走査し、

前記 2 次元走査によって得られるエコー信号から 2 次元ビームデータを生成し、前記 1 次元アレイの回転によって得られる複数の前記 2 次元ビームデータを合成して 3 次元画像をさらに生成する、ステップを備え、

前記 2 次元走査するステップでは、前記 1 次元アレイの回転と前記 2 次元走査によって得られる 3 次元空間において、前記 1 次元アレイの回転軸近傍の空間における前記超音波ビームの配列密度と、前記回転軸近傍の空間より径方向に遠い空間における前記超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、前記超音波ビームを走査する、
ことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

30

【請求項 13】

前記 3 次元画像を生成するステップは、生体の心臓の 3 次元画像を生成可能であり、

前記 2 次元ビームデータの周期的変動から心周期を求め、

前記 1 次元アレイの回転によって得られる複数の 2 次元ビームデータの中から、前記心周期に基づいて同じ心時相の 2 次元ビームデータを複数抽出し、抽出した同じ心時相の複数の 2 次元ビームデータを合成して前記 3 次元画像を生成する、

ステップをさらに備えることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置の制御方法。

40

【請求項 14】

前記 3 次元画像を生成するステップは、生体の心臓の 3 次元画像を生成可能であり、

前記生体から得られる心電波形から心周期に同期するトリガ信号を生成し、

前記 1 次元アレイの回転によって得られる複数の 2 次元ビームデータの中から、前記トリガ信号に基づいて同じ心時相の 2 次元ビームデータを複数抽出し、抽出した同じ心時相の複数の 2 次元ビームデータを合成して前記 3 次元画像を生成する、

ステップをさらに備えることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置の制御方法。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びその制御方法に係り、特に、3次元データを取得可能な超音波診断装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

3次元データを取得可能な超音波診断装置に使用される超音波プローブのひとつとして、マルチプレーンTEE (TransEsophageal Echocardiography: 経食道心エコー法) 超音波プローブ (以下、単にTEEプローブという) がある (特許文献1参照)。

10

【0003】

TEEプローブは、食道、胃等の上部消化管に経口的に挿入され、心臓等を超音波で撮像する超音波プローブである。TEEプローブの先端には超音波振動子が1次元アレイとして配列されており、超音波ビームをセクタ走査することによって、心臓等に対して扇状の断層像 (2次元画像) を撮影することができる。

【0004】

また、TEEプローブでは、1次元アレイの中心を通り超音波振動子面に直交する軸に対して、1次元アレイをモータ等で回転させることが可能となっており、異なった回転角度の複数の断層像を撮像することができる。1次元アレイを、例えば180度回転させる間に得られる複数の断層像を合成すれば、心臓等の3次元画像を得ることができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-159930号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

TEEプローブを使用した従来の超音波診断装置では、超音波ビームをセクタ走査するとき、超音波ビームの間隔が等しい角度となるように走査しており、1つの断層像に関するかぎり走査方向に対して均一な密度で超音波ビームを走査している。

30

【0007】

しかしながら、1次元アレイを回転させて、複数の断層面の画像を合成して3次元画像を得ようとするとき、3次元空間に対する超音波ビームの密度 (分布) は均一とはなっていない。3次元空間上の超音波ビームの配置を回転の周方向でみると、回転中心の近傍領域では超音波ビームは密な間隔で配置され、回転中心から離れた領域では粗い間隔で配置されることになる。即ち、TEEプローブを使用した従来の超音波診断装置で得られる3次元画像は、1次元アレイの回転中心近傍の領域と、回転中心から離れた領域とでは超音波ビームの配置間隔が均等ではなく、この結果、解像度が大きく異なった3次元画像となってしまう。

【0008】

40

他方、心臓は拡張と収縮を心周期ごとに繰り返しているが、TEEプローブの1次元アレイを180度回転させて3次元画像を合成しようとするとき、1次元アレイを180度回転させる間に心臓は複数回拡張と収縮を繰り返し、心臓の形状は心周期に同期して周期的に変動している。このため、2次元画像から3次元画像を合成するときには、同じ拡張状態 (或いは収縮状態)、即ち、心周期に対して同じ時相 (心時相) の2次元画像を抽出して合成する必要がある。

【0009】

同一心時相の2次元画像を抽出する方法として、被験者の心電波形 (ECG (Electrocardiogram) 波形ともいう) から得られるECGトリガ信号を用いる方法が従来からある。心周期は健常な人でもある程度変動しており、ECGトリガ信号の周期も一定ではない。

50

このため、T E Eプローブを使用した従来の超音波診断装置では、1つのE C Gトリガ信号入力されると1次元アレイを所定の角度（例えば10度）だけ回転させた後一旦回転を停止させ、その後別のE C Gトリガ信号が入力されると、さらに同じ角度だけ回転させた後また回転を停止させる、という方法を用いていた。この方法によれば、同じ心時相の2次元画像は空間的にも等間隔な画像となる。

【0010】

しかしながら、この方法は1次元アレイの回転と停止を繰り返しており、このため3次元画像を得るために要する時間が長くなってしまふ。

【0011】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、1次元アレイを回転させながら3次元画像を生成する超音波診断装置において、3次元空間上における超音波ビームの配置をより均一化することができ、また、鼓動する心臓の3次元画像をより短時間で生成することができる超音波診断装置及びその制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子が1次元に配列された1次元アレイを具備し、前記1次元アレイの中心を通り前記超音波振動子の配列面に直交する軸に対して前記1次元アレイが回転可能に構成される超音波プローブと、

前記1次元アレイで形成される超音波ビームを、前記1次元アレイの回転中に2次元走査するビーム走査部と、前記2次元走査によって得られるエコー信号から2次元ビームデータを生成し、前記1次元アレイの回転によって得られる複数の前記2次元ビームデータを合成して3次元画像をさらに生成する画像生成部と、を備え、前記ビーム走査部は、前記1次元アレイの回転と前記2次元走査によって得られる3次元空間において、前記1次元アレイの回転軸近傍の空間における前記超音波ビームの配列密度と、前記回転軸近傍の空間より径方向に遠い空間における前記超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、前記超音波ビームを走査する、ことを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波振動子が1次元に配列された1次元アレイを具備する超音波プローブを用いて、前記1次元アレイの中心を通り前記超音波振動子の配列面に直交する軸に対して前記1次元アレイが回転させ、前記1次元アレイで形成される超音波ビームを、前記1次元アレイの回転中に2次元走査し、前記2次元走査によって得られるエコー信号から2次元ビームデータを生成し、前記1次元アレイの回転によって得られる複数の前記2次元ビームデータを合成して3次元画像をさらに生成する、ステップを備え、前記2次元走査するステップでは、前記1次元アレイの回転と前記2次元走査によって得られる3次元空間において、前記1次元アレイの回転軸近傍の空間における前記超音波ビームの配列密度と、前記回転軸近傍の空間より径方向に遠い空間における前記超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、前記超音波ビームを走査する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置及びその制御方法によれば、1次元アレイを回転させながら3次元画像を生成する超音波診断装置において、3次元空間上における超音波ビームの配置をより均一化することができ、また、鼓動する心臓の3次元画像をより短時間で生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図2】超音波プローブ（T E Eプローブ）先端部の構成例を示す図。

【図3】従来から行われている超音波プローブの2次元走査（セクタ走査）の一例を示す図。

10

20

30

40

50

【図４】１次元アレイを１８０度回転させる間に得られる２次元ビームデータと心時相との関係を模式的に示す説明図。

【図５】ＳＴＩＣ法を用いて同一心時相の３次元画像を合成する方法を説明する図。

【図６】（ａ）は、比較例としての従来のビーム走査例を示す図、（ｂ）は本実施形態に係るビーム走査例（第１の実施例）を示す図。

【図７】（ａ）は、比較例としての従来のビーム走査例を示す図、（ｂ）は本実施形態に係るビーム走査例（第２の実施例）を示す図。

【図８】ＥＣＧ法を用いて同一心時相の３次元画像を合成する方法を説明する図。

【図９】心周期が一定でない場合におけるＥＣＧ法の処理例を示す図。

【発明を実施するための形態】

10

【００１６】

本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

【００１７】

（１）超音波診断装置の構成と基本動作

図１は、超音波診断装置１の構成例を示すブロック図である。超音波診断装置１は、超音波プローブ１０、送受信部２０、信号処理部３０、画像生成部４０、ビーム走査部５０、ＥＣＧ検出部６０、操作部７０、システム制御部８０、表示制御部９０等を備えて構成されている。

【００１８】

超音波プローブ１０は、送受信部２０の送信部２１から出力される送信パルス信号に基づいて超音波パルスを生成し、被検体に向けて送信する。また、被検体から反射されてきた超音波反射信号を電気信号に変換し、送受信部２０の受信部２２に出力する。さらに、超音波プローブ１０は、ビーム走査部５０から出力されるビーム走査制御信号に基づいて超音波ビームを２次元走査する。

20

【００１９】

送受信部２０の送信部２１では、ビーム走査部５０で生成されるタイミング信号に基づいて各超音波振動子１１に供給する送信パルスを生成する。また、同じくビーム走査部５０で生成されたビーム走査制御信号に基づいて送信用の超音波ビームの走査方向を定めるために各送信パルスの遅延量等を設定する。

【００２０】

30

送受信部２０の受信部２２では、各超音波振動子１１から出力される被検体からの反射信号を増幅しアナログ信号からデジタル信号に変換する。また、ビーム走査部５０で生成されたビーム走査制御信号に基づき、受信用の超音波ビームの走査方向を決定するための遅延量を各超音波振動子１１の反射信号に設定したのち加算し、加算された信号をビーム形成された反射信号として信号処理部３０に出力する。

【００２１】

信号処理部３０では、受信部２２から出力された反射信号に対してフィルタリング処理等の信号処理を施し、画像生成部４０に出力する。

【００２２】

40

画像生成部４０はその内部構成として、２次元データ生成部４１、画像抽出部４２、３次元画像生成部４３、心周期推定部４４等を有している。各部の具体的な動作は後述するが、概略次のような処理を行っている。

【００２３】

２次元データ生成部４１は、超音波プローブ１０での２次元走査に対応して２次元ビームデータを生成し、内部の記憶部４１ａに順次記憶していく。画像抽出部４２は、心周期推定部４４から出力される推定心周期の情報や、ＥＣＧ検出部６０から出力されるＥＣＧトリガ信号に基づいて、同一心時相の２次元ビームデータを２次元データ生成部４１の記憶部４１ａから抽出し、同一心時相の複数の２次元ビームデータを３次元画像生成部４３に出力する。

【００２４】

50

3次元画像生成部43は、夫々の2次元ビームデータが得られたときの1次元アレイ12の回転角情報に基づいて2次元ビームデータを3次元座標空間に配列し、3次元ビームデータを生成する。さらに、3次元画像生成部43では、生成した3次元ビームデータに対してレンダリング処理等を行い、任意の角度から眺めた3次元画像や任意の面で切断した単一の断面画像、或いはMPR (Multi-plane Reconstructed Image) 等を生成し、表示制御部90を介して表示部201に出力する。各心時相について同様に3次元ビームデータを生成し、各心時相の3次元画像が生成できる。

【0025】

表示制御部90では、これらの画像を診断中に動画としてリアルタイムで表示部201に出力することが可能であるが、画像データを一旦適宜のメモリに保存し、診断後にオフラインで動画を出力したり、動画の一部を切り出して静止画を出力したりすることも可能である。さらに、表示画像に所望の画像条件データ、患者情報、心電波形等を付加して表示部201で表示させることもできる。

【0026】

表示部201は、例えば液晶ディスプレイ装置等で構成される表示デバイスであり、表示制御部90から出力される画像を表示する。

【0027】

ECG検出部60は、心電計200から出力されるECG信号(R波)からECGトリガ信号を生成して画像抽出部42に出力している。

【0028】

操作部70は、所謂マンマシンインターフェースであり、超音波診断装置1に対して各種の診断モードや診断モードに付随する各種のパラメータを設定することができる。

【0029】

システム制御部80は、操作部80で設定された診断モードや各種パラメータに基づいて、超音波診断装置1の全体の制御を行っている。

【0030】

本装置にはいくつかの種類の超音波プローブ装着可能であるが、その中の1つにTEEプローブと呼ばれる超音波プローブ10がある。この超音波プローブ10は、食道、胃等の上部消化管に経口的に挿入し、心臓等を超音波で撮像することができる。

【0031】

図2(a)、(b)は、超音波プローブ10の先端部の構成を模式的に示す図である。超音波プローブ10の先端部には複数の超音波振動子11が1次元に配列された1次元アレイ12が設けられている。1次元アレイ12は、アレイ中心を通り超音波振動子11の配列面に直交する回転軸Sを中心として回転可能に構成されている。例えば、図2(b)に示すように矢印Aの方向に図示しないモータで回転させることができる。1次元アレイ12の回転角情報は、超音波プローブ10から画像形成部40へ出力されている。

【0032】

図3(a)、(b)は、従来から行われている超音波プローブ10の2次元走査(セクタ走査)の一例を示す図である。図3(a)に示すように、超音波ビームは1次元アレイ12の配列方向に沿って一列に走査される。

【0033】

図3(b)は、被検体としての心臓と、心臓に対して走査される超音波ビームの位置関係を模式的に示す図である。超音波プローブ10のセクタ走査によって心臓の1つの切断面の2次元ビームデータを得ることができる。一方、前述したように1次元アレイ12は回転軸Sを中心として回転しているため心臓の切断面も回転する。1次元アレイ12を180度回転させると被検体全体をカバーする複数の2次元ビームデータが得られる。これら複数の2次元ビームデータを、夫々の2次元ビームデータが得られたときの回転角情報に基づいて合成することによって被検体の3次元画像を生成することができる。

【0034】

(2) 心臓画像の生成

10

20

30

40

50

心臓は拡張と収縮を心周期ごとに繰り返しており、超音波プローブ10の1次元アレイを180度回転させて3次元画像を合成しようとする間にもその形状は絶え間なく変動している。このため、同じ拡張状態（或いは収縮状態）の2次元ビームデータ同士を合成しないと空間的に歪んだ画像となってしまう。心周期内での拡張状態（或いは収縮状態）を心時相と呼んでおり、2次元ビームデータから3次元画像を合成するときには、同一心時相の2次元ビームデータをつなぎ合わせて合成する必要がある。

【0035】

図4は、1次元アレイ12を180度回転させる間に得られる2次元ビームデータと心時相との関係を模式的に示した説明図である。図4に示す説明例は、1次元アレイ12が角度Aから角度Bへ、角度Bから角度Cへ、角度Cから角度Dへ、そして角度Dから角度Aへと180度回転する間に4回の心周期があり、各心周期における拡張と収縮の状態は、心時相1から心時相8の8つ状態の2次元ビームデータとして得られることを示している。

10

【0036】

図4の例では、同一心時相の2次元ビームデータ（心臓の切断面）の数は心臓全体で4つしか得られないことになり、3次元画像を合成したとき粗い画像となるが、図4はあくまで図の見易さ等の説明上の観点から図示したものであり、実際にはもっと多くの2次元ビームデータを合成することになる。また、心時相の数も本説明例のように8つに限定されるものではなく、実際にはもっと多くの心時相数を取りうる。

【0037】

以下、図4に示す説明例を元に同一心時相の3次元画像を合成する方法について具体的に説明する。同一心時相の3次元画像を合成する方法には、STIC（Spatiotemporal Image Correlation）法と呼ばれる心電波形（ECG信号）を使用しない方法と、心電波形を使用する方法（以下、ECG法と呼ぶ）とがある。本実施形態に係る超音波診断装置1ではいずれの方法も使用可能である。

20

【0038】

（3）STIC法

STIC法は、主に胎児の心臓を4D画像化（空間の3次元と時間の1次元）するために開発された方法である。胎児からは心電波形を得ることができないため、心電波形を使用することなく4D画像を生成することが可能な方法が開発され、これがSTIC法である。

30

【0039】

図5は、STIC法を用いて同一心時相の3次元画像を合成する方法を説明する図である。図5（a）は、2次元データ生成部41で生成され、記憶部41aに保存される2次元ビームデータ（フレームデータ）を時系列で示したものである。図5（a）に示す「*」の1つずつが、1回のセクタ走査で得られる2次元ビームデータ（フレームデータ）を表している（以下、同様）。

【0040】

STIC法では、時間的に連続して入力される2次元ビームデータに対して、それらの中の注目領域の輝度の変化に着目する。そして、この輝度信号に対してFFT等の周波数解析や自己相関関数の演算を行って変動周期を求め、この変動周期が平均心周期Tであると推定する。

40

【0041】

その後、図5（b）に示すように、連続する2次元ビームデータを推定した平均心周期Tで分割する。そして、分割した夫々の区域内に含まれる2次元ビームデータに対して、先頭から順に心時相の番号を、心時相1、心時相2、というように割り付けていく。

【0042】

図5（c）に示す例は、図4に対応するものであり、この例では心時相1から心時相8までが、周期Tで分割した夫々の区域の2次元ビームデータに対して割り付けられる。また、図5（c）に付した「角度A」、「角度B」等のアレイ回転角情報も図4の例示に対

50

応するものである。

【0043】

画像抽出部42では、同一心時相の2次元ビームデータを抽出して、これらをアレイ回転角情報に基づいて空間合成し3次元画像を生成する。この3次元画像は、心時相の番号に応じたものであり、図4及び図5に示す例では、8つの心時相に対応する8つの3次元画像が生成されることになる。

【0044】

また、これらの3次元画像を心時相の時間間隔 t で連続的に表示部201へ出力することによって、フレームレート t で更新される心臓の動画を表示させることができる。

【0045】

10

(4) ビーム走査方法

ところで、TEEプローブを用いた従来の超音波診断装置では、図3や図6(a)に示すように、超音波ビームをセクタ走査するとき、隣接する超音波ビームの間隔が等しい角度となるように走査しており、1つの断層像に関するかぎり走査方向に対して均一な密度で超音波ビームを走査している。

【0046】

しかしながら、1次元アレイ12を回転させて、複数の断層面のビームデータを合成して3次元画像を得ようとするとき、3次元空間に対する超音波ビームの密度(分布)は均一とはなっていない。超音波ビームの配置状態を3次元空間で見ると、従来の走査方法では、図6(a)に示すように、回転軸Sを中心として放射状に配置されることになる。回転軸Sの近傍の空間では超音波ビームは密な(周方向に隣接する超音波ビームの間隔が狭い)間隔で配置される一方、回転軸Sから径方向に離れた領域では粗い(周方向に隣接する超音波ビームの間隔が広い)間隔で配置されることになる。即ち、TEEプローブを使用した従来の超音波診断装置で得られる3次元画像は、1次元アレイの回転中心近傍の領域と、回転中心から離れた領域とでは超音波ビームの配置間隔が均等ではなく、この結果、解像度が大きく異なった3次元画像となってしまう。

20

【0047】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置1では、1次元アレイ12の回転軸S近傍の空間における超音波ビームの配列密度と、回転軸S近傍の空間より径方向に遠い空間における超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、超音波ビームを2次元走査するようになっている。

30

【0048】

図6(b)は、ビーム走査の第1の実施例を示す図であり、超音波ビームをセクタ走査しつつも、セクタ走査の走査面における超音波ビームの間隔を不均一にして走査している。より具体的には、セクタ走査の中心から離れた領域では、中心近傍の領域よりも密な間隔で前記超音波ビームを走査するようにしている。

【0049】

この結果、1次元アレイ12の回転軸S近傍の領域と、この領域から径方向に離れた領域とにおける超音波ビームの配置間隔の不均一性が従来に比べると低減され、解像度の差も低減されることになる。

40

【0050】

図7(b)は、ビーム走査の第2の実施例を示す図である(図7(a)は、比較のための従来例を示す図)。

【0051】

第2の実施例に係るビーム走査では、従来行っていた1つのセクタ走査の範囲を複数の部分セクタ走査で分担するように複数回2次元走査し、これにより3次元空間を放射状に切断する2次元走査面の数を増加させている。図7(b)に示す具体例では、従来行っていた1つのセクタ走査P(図7(a)参照)を、3つの部分セクタ走査P1、P2、及びP3で分担し、従来の1つのセクタ走査で走査していた空間を3回の2次元走査で走査するようにしている。この結果、3次元空間を放射状に切断する2次元走査面の数が増加し

50

、回転軸 S から径方向に離れた領域で、従来超音波ビームを走査することができなかった周方向の空間に対しても超音波ビームを配置することが可能となり、超音波ビームの配置間隔の均一性が第 1 の実施例よりもさらに改善される。

【0052】

また、部分セクタ走査 P 2 と P 3 では、回転軸 S から径方向に離れた領域に超音波ビームを配置し、部分セクタ走査 P 1 では、回転軸 S の近傍から径方向の半ば近傍にかけて超音波ビームを配置している。このように、1 つのセクタ走査 P を分担して 2 次元走査する複数の部分セクタ走査 P 1、P 2、P 3 において、超音波ビームが 3 次元空間の径方向に全体として均一に分散されるように配置し、これによっても超音波ビームの配置間隔の均一性を向上させている。

10

【0053】

また、第 2 の実施例に係るビーム走査では、従来の 1 つのセクタ走査 P に含まれる超音波ビームのビーム数と、分担する複数の部分セクタ走査に含まれる超音波ビームの合計ビーム数とが等しくなるように走査している。図 7 (b) の例では、部分セクタ走査 P 2 と P 3 で走査するビーム数は夫々 4、部分セクタ走査 P 1 で走査するビーム数は 8 であり、合計のビーム数は 16 である。これは、従来の 1 つのセクタ走査 P に含まれるビーム数 16 と同じである。このことは、第 2 の実施例に係るビーム走査によれば、被検体の深度も含めた被検体全体の走査範囲や全体の走査時間を一切変更することなく、即ち、診断上必要な基本的な諸元を何ら変更することなく、3 次元空間を放射状に切断する 2 次元走査面の数を増加させることが可能であり、この結果、空間的な均一性を改善させることができることを意味している。

20

【0054】

(5) ECG 法

図 8 は、ECG 法を用いて同一心時相の 3 次元画像を合成する方法を説明する図である。図 8 (a) は、外部の心電計 200 から入力される心電波形 (ECG 信号) を例示している。

【0055】

心電波形は超音波診断装置 1 の ECG 検出部 60 に入力され、心電波形の R 波に同期した ECG トリガ信号 (図 8 (b)) が生成される。ECG トリガ信号の周期は、診察中の心臓の心周期に実時間で対応している。

30

【0056】

一方、1 次元アレイ 12 はセクタ走査を行いながら連続的に回転しており、2 次元データ生成部 41 の記憶部 41 a には、2 次元ビームデータ (フレームデータ) (図 8 (b) 参照) が連続的に記憶されている。各 2 次元ビームデータは、それが取得されたときの 1 次元アレイ 12 の回転角との対応付けが可能であり、例えば、記憶部 41 a に各 2 次元ビームデータと回転角情報とを関連付けて記憶させてもよい。

【0057】

また、各 2 次元ビームデータは、それが取得されたときの時刻との対応付けも可能であり、同様に記憶部 41 a に各 2 次元ビームデータと取得時刻とを関連付けて記憶させても良い。或は、各ビームデータに 3 次元空間での位置情報と取得時刻 / 取得時相を関連付けて記憶させても良い。

40

【0058】

画像抽出部 42 では、連続する 2 次元ビームデータ (フレームデータ) を ECG トリガ信号に基づいて分割する (図 8 (d) 参照)。さらに、ECG トリガ信号の直後のフレーム画像から心時相の番号を 1 から順に割り付けていき、次の ECG トリガ信号が現れると再び心時相 1 から番号を割り付けてゆく。

【0059】

その後の処理は STIC 法と同じであり、同一心時相の 2 次元ビームデータを抽出して、これらをアレイ回転角情報に基づいて空間合成し 3 次元画像を生成する。また、これらの 3 次元画像を心時相の時間間隔 t で連続的に表示部 201 へ出力することによって、フ

50

フレームレート t で更新される心臓の動画表示が可能であることも、STIC法と同様である。

【0060】

さらに、本ECG法においても、図6(b)に示す第1の実施例に係るビーム走査方法や、図7(b)に示す第2の実施例に係るビーム走査方法を行っており、1次元アレイ12の回転軸S近傍の空間における超音波ビームの配列密度と、回転軸S近傍の空間より径方向に遠い空間における超音波ビームの配列密度との差が小さくなるよう、超音波ビームを2次元走査するようにしている。

【0061】

ところで、ECG法ではECGトリガ信号に基づいて同一時相の2次元ビームデータを抽出しているが、心周期は健常な人でもある程度変動しており、ECGトリガ信号の周期も一定ではない。図9は、心周期が一定でない場合におけるECG法の処理例を示す図である。

10

【0062】

図9に示した例では、最も左側の心周期が最も長く、この心周期内で11のフレーム画像（心周期1～心周期11）が出力されている。一方、左から2番目の心周期は最も短く、8つのフレーム画像（心周期1～心周期8）が出力されており、左から3番目の心周期では10つのフレーム画像（心周期1～心周期10）が出力されている。

【0063】

このように心周期が一定でない場合には、番号が大きな心時相では総ての心周期で心時相の番号を揃えることができなくなる。このような場合、最も大きな心時相の数に強制的に揃える方法や、最も小さな心時相の数に強制的に揃える方法が考えられる。

20

【0064】

前者の方法では、心時相の数が不足する心周期では、その心周期で最大の心時相番号の2次元ビームデータを用いて不足する心時相番号の2次元ビームデータを補完する等の処理が考えられる。

【0065】

後者の方法では、心時相の数が余る心周期では、余った心時相番号の2次元ビームデータを破棄する等の処理が考えられる。図9(e)は、後者の方法、即ち、余った心時相番号の2次元ビームデータを破棄する処理を示している。

30

【0066】

同一時相の2次元ビームデータを抽出する方法として、被験者の心電波形（ECG波形ともいう）から得られるECGトリガ信号を用いる方法自体は従来もあった。TEEプローブを使用した従来の超音波診断装置では、1つのECGトリガ信号入力があると1次元アレイを所定の角度（例えば10度）だけ回転させた後一旦回転を停止させ、その後別のECGトリガ信号が入力されると、さらに同じ角度だけ回転させた後また回転を停止させる、という方法を用いていた。この方法によれば、同じ時相の2次元ビームデータは空間的にも等間隔な画像となる。

【0067】

しかしながら、この方法は1次元アレイの回転と停止を繰り返しており、停止している期間は、ECGトリガ信号の1周期以上の周期となる。このため3次元画像を得るために要する時間が長くなってしまう。

40

【0068】

これに対して、本実施形態に係る超音波診断装置1におけるECG法では、前述したように1次元アレイ12を常に連続的に回転させ、連続回転中に生成される2次元ビームデータと、その2次元ビームデータがえられたときの1次元アレイ12の回転角度情報に基づいて3次元画像を合成している。このため、前述した従来の方法に比べて短時間で被検体全体の3次元画像を生成することができる。

【0069】

以上説明してきたように、本実施形態に係る超音波診断装置1及びその制御方法によれ

50

ば、１次元アレイを回転させながら３次元画像を生成する超音波診断装置において、３次元空間上における超音波ビームの配置をより均一化することができ、また、鼓動する心臓の３次元画像をより短時間で生成することができる。

【 0 0 7 0 】

なお、本発明は上記の実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。

【符号の説明】

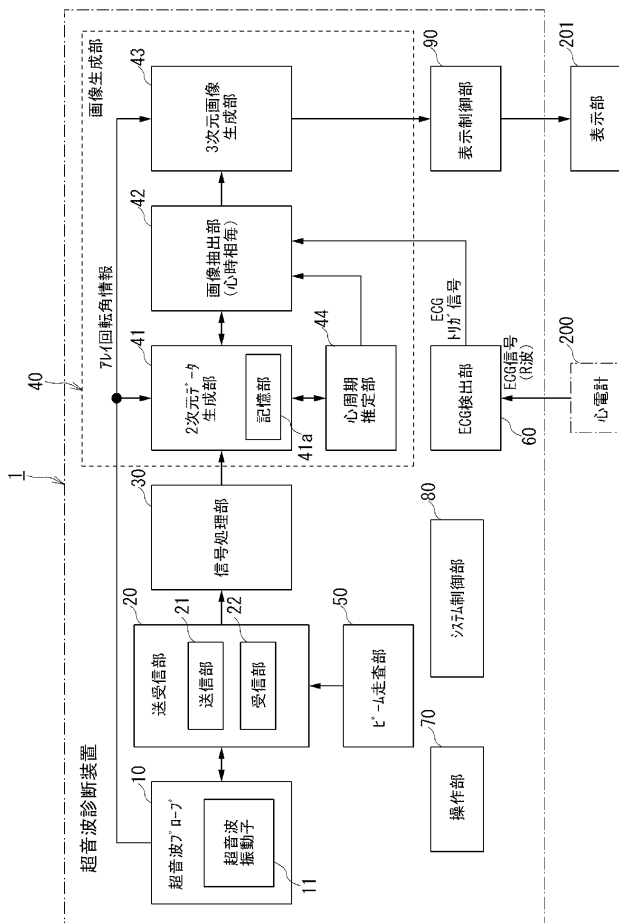
【 0 0 7 1 】

- | | |
|-----|-----------|
| 1 | 超音波診断装置 |
| 1 0 | 超音波プローブ |
| 1 2 | 1次元アレイ |
| 4 0 | 画像生成部 |
| 4 1 | 2次元データ生成部 |
| 4 2 | 画像抽出部 |
| 4 3 | 3次元画像生成部 |
| 4 4 | 心周期推定部 |
| 5 0 | ビーム走査部 |
| 6 0 | E C G検出部 |

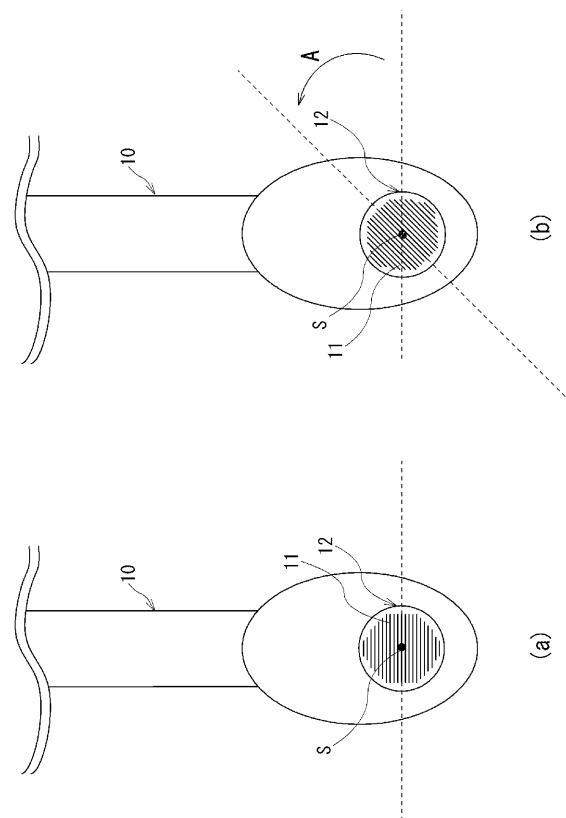
10

20

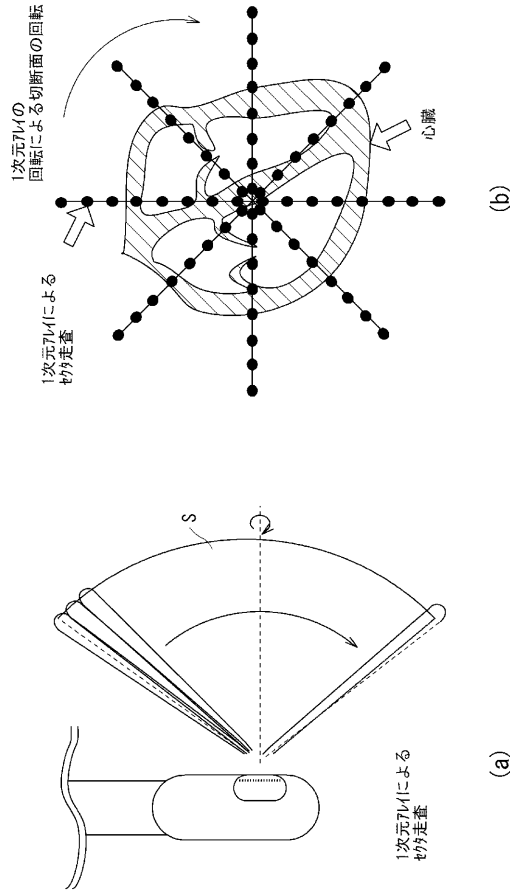
【図 1】



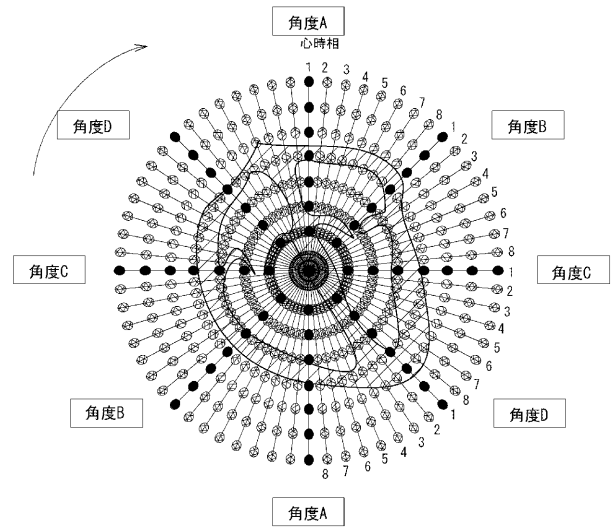
【図 2】



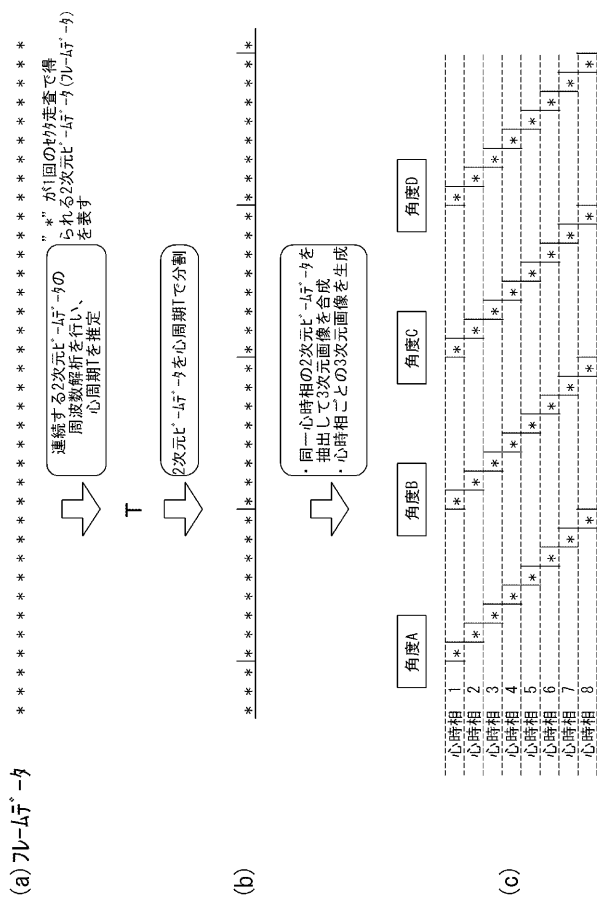
【図 3】



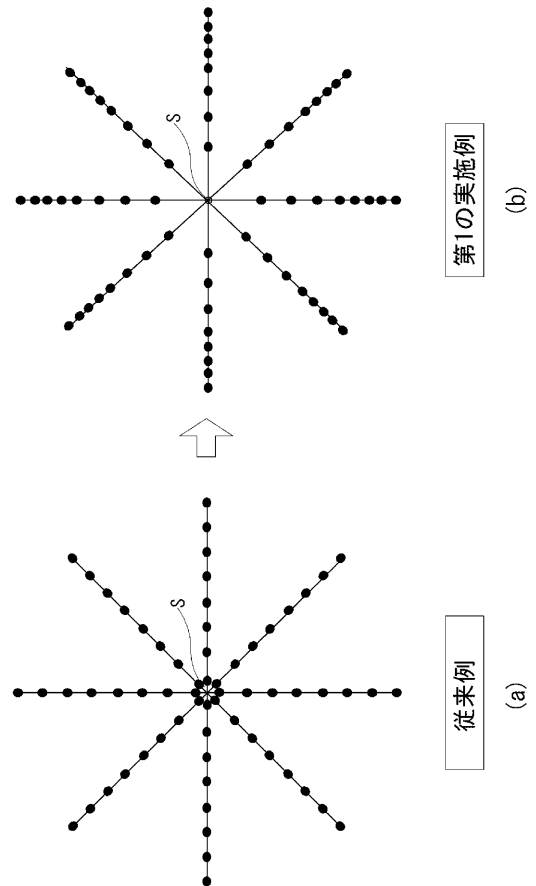
【図 4】



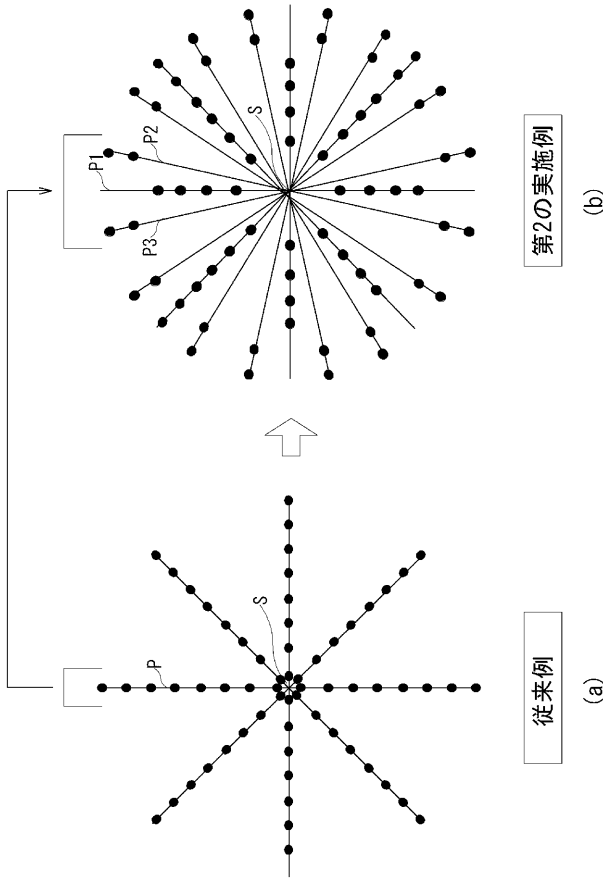
【図 5】



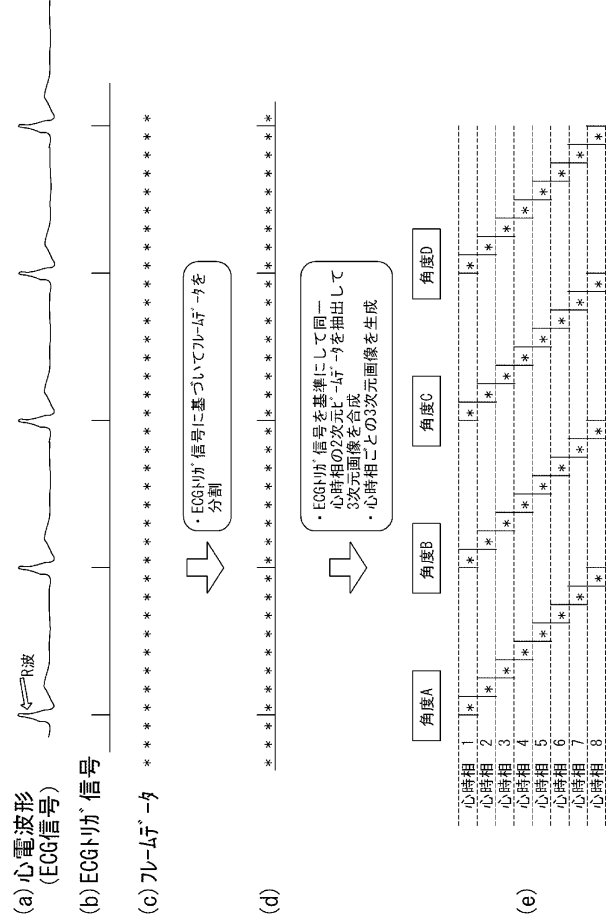
【図 6】



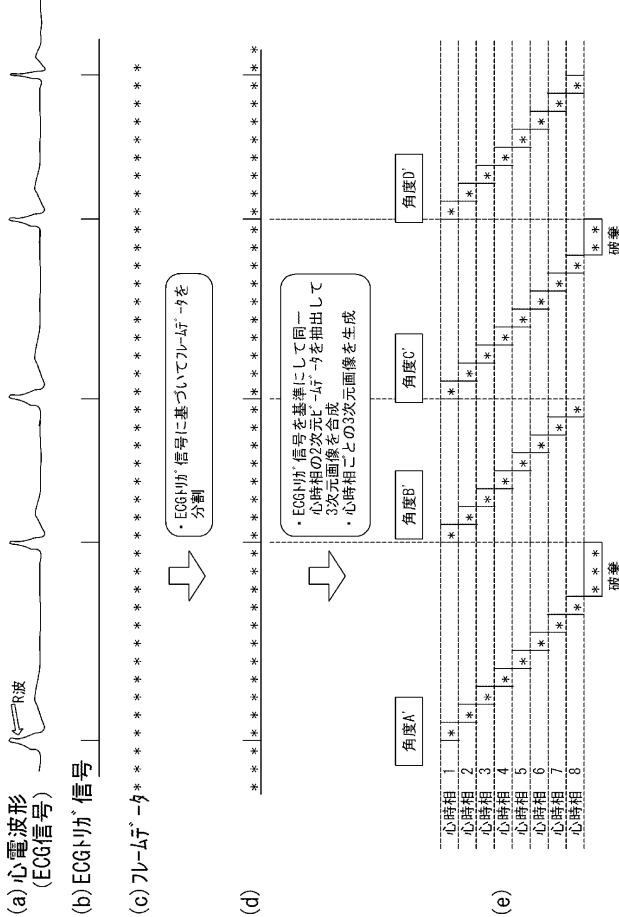
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 嶺 喜隆

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 浜田 賢治

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 橋本 新一

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 久我 衣津紀

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 DD15 EE07 FE10 FF08 GA29 GB04 HH17

JC16 LL02

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在三维空间中更均匀地布置超声波束并在更短的时间内生成心脏的三维图像。根据本发明的超声诊断设备包括超声探头，该超声探头被构造使得一维阵列相对于穿过一维阵列的中心并且正交于超声换能器的阵列表面的轴线可旋转。束扫描单元在一维阵列旋转的同时二维地扫描超声波束，并且生成二维束数据。图像生成单元，用于在通过一维阵列的旋转和二维扫描而获得的三维空间中，进一步在所述一维阵列的旋转轴附近的空间中生成超声波束的阵列密度，所述束扫描单元，扫描超声波束，使得在径向上比在旋转轴附近的空间更远的空间中，超声波束的阵列密度的差异变小。[选型图]图1

