

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6054230号
(P6054230)

(45) 発行日 平成28年12月27日(2016.12.27)

(24) 登録日 平成28年12月9日(2016.12.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-80561 (P2013-80561)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年4月8日(2013.4.8)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-233418 (P2013-233418A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年11月21日(2013.11.21)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年3月18日(2016.3.18)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-90409 (P2012-90409)	(72) 発明者	栗田 康一郎
(32) 優先日	平成24年4月11日(2012.4.11)		栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		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	中嶋 修
			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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波信号を送受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブを駆動して前記被検体をスキャンする送受信部と、
前記超音波プローブの移動方向を判定する方向判定部と、
第1の方向に前記超音波信号を送受信して第1の画像データを収集する第1のスキャンと前記第1の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた第2の方向に前記超音波信号を送受信して第2の画像データを収集する第2のスキャンとを繰り返し行うように前記送受信部を制御するスキャン制御部と、
前記第1のスキャンにより収集された複数の第1の画像データを合成したパノラミック画像データを生成する画像合成部と、
スキャン中に、前記パノラミック画像データ又は前記第1の画像データと併せて、前記第2の画像データを表示部に表示させる表示制御部と
を備える、超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像合成部は、前記第1の画像データが収集されるごとに、収集された第1の画像データにおける前記超音波プローブがスキャン可能な範囲の一部に設定された合成領域に対応する部分を1つ前に生成された第1の画像データにおける重複部分と合成することで前記パノラミック画像データを生成し、

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが移動されている間は、前記第1のスキャ

10

20

ンにおいて、前記超音波プローブがスキャン可能な範囲のうち前記超音波プローブの移動方向に向かって前記合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止するように前記送受信部を制御する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが移動されている間は、前記第 1 のスキャンにおいてスキャンを停止した範囲に照射されていたビーム数よりも前記第 2 のスキャンで照射されるビーム数が少なくなるように前記送受信部を制御する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブが移動する速さを検出する速さ検出部をさらに備え、

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが移動する速さに応じて、前記第 2 の方向を変えるように前記送受信部を制御する、

請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが有する複数の圧電振動子それぞれの送信遅延時間を制御することで、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の傾きを制御する、

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】

前記超音波プローブは、3次元の画像データであるボリュームデータを収集可能であり

前記スキャン制御部は、第 1 のスキャンとして、前記第 1 の方向に前記超音波信号を送受信して第 1 のボリュームデータを収集するスキャンを行い、前記第 2 のスキャンとして、前記第 1 の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた方向に前記超音波信号を送受信して第 2 のボリュームデータを収集するスキャンとを行うように前記送受信部を制御し、

前記画像合成部は、前記パノラミック画像として、前記第 1 のスキャンにより収集された複数の第 1 のボリュームデータを合成した 3次元パノラミック画像データを生成し、

前記表示制御部は、スキャン中に、前記 3次元パノラミック画像データ又は前記第 1 のボリュームデータにおける所定方向に沿った断面画像データと併せて、前記第 2 のボリュームデータにおける前記所定方向に沿った断面画像データを前記表示部に表示させる、

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】

前記表示制御部は、スキャン中に、前記 3次元パノラミック画像データ又は前記第 1 のボリュームデータにおける直交 3方向それぞれに沿った断面画像データと併せて、前記第 2 のボリュームデータにおける前記直交 3方向それぞれに沿った断面画像データを前記表示部に表示させる、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、スキャン中に、前記 3次元パノラミック画像データ又は前記第 1 のボリュームデータにおける前記超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データと併せて、前記第 2 のボリュームデータにおける前記超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データを前記表示部に表示させる、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置に関する技術として、パノラミックスキャンと呼ばれる技術が知

10

20

30

40

50

られている。パノラミックスキャンは、被検体の体表面に沿って超音波プローブをスキャン方向に移動させながら複数の画像データを収集し、各画像データの重複部分を合成することで、パノラミック画像データと呼ばれる広範囲の画像データを取得する技術である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-217927号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

10

本発明が解決しようとする課題は、パノラミックスキャンにおいて、スキャン中に超音波プローブの移動方向の視認性を向上させることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、送受信部と、方向判定部と、スキャン制御部と、画像合成部と、表示制御部とを備える。超音波プローブは、被検体に対して超音波信号を送受信する。送受信部は、前記超音波プローブを駆動して前記被検体をスキャンする。方向判定部は、前記超音波プローブの移動方向を判定する。スキャン制御部は、第1の方向に前記超音波信号を送受信して第1の画像データを収集する第1のスキャンと前記第1の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた第2の方向に前記超音波信号を送受信して第2の画像データを収集する第2のスキャンとを繰り返し行うように前記送受信部を制御する。画像合成部は、前記第1のスキャンにより収集された複数の第1の画像データを合成したパノラミック画像データを生成する。表示制御部は、スキャン中に、前記パノラミック画像データ又は前記第1の画像データと併せて、前記第2の画像データを表示部に表示させる。

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示す機能ブロック図である。

30

【図2】図2は、従来のパノラミックスキャンによって得られるパノラミック画像データを示す図である。

【図3】図3は、従来のパノラミックスキャンによるパノラミック画像データの生成及び表示を説明するための図である。

【図4】図4は、従来の台形スキャンを説明するための図である。

【図5】図5は、従来のオブリークスキャンを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詳細な構成を示す機能ブロック図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係るスキャン制御部によるスキャンの制御を示す図である。

40

【図8】図8は、第1の実施形態に係るスキャン制御部による第2のスキャンの角度の制御を示す図である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る画像合成部によるパノラミック画像データの生成を示す図である。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る超音波診断装置によるパノラミックスキャンの処理手順を示すフローチャートである。

【図11】図11は、第2の実施形態に係るスキャン制御部によるスキャンの制御を示す図である。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る画像合成部によって生成される3次元パノラミック画像データを示す図である。

50

【図 1 3】図 1 3 は、第 2 の実施形態に係る表示制御部によって表示される断面画像データの一例を示す図である。

【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の構成を示す機能ブロック図である。図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 1 と、表示部 2 と、入力部 3 と、装置本体 10 とを備える。なお、図 1 は、機能ブロック図であり、必ずしもハードウェア構成を示すものではない。

10

【0009】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波パルスが発生し、また、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、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リング材などを有する。

【0010】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波パルスが送信されると、送信された超音波パルスは、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、エコー信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信されるエコー信号の振幅は、超音波パルス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エコー信号は、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。

20

【0011】

表示部 2 は、モニタなどであり、超音波診断装置 100 の操作者が入力部 3 を用いて各種指示や設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像や解析結果を表示したりする。

【0012】

入力部 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどであり、装置本体 10 に接続される。また、入力部 3 は、超音波診断装置 100 の操作者からの各種指示や設定要求を受け付け、受け付けた各種指示や設定要求を装置本体 10 に対して転送する。

30

【0013】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 によって受信された反射波に基づいて超音波画像を生成する。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドプラ処理部 13 と、画像処理部 14 と、画像メモリ 15 と、制御部 16 と、内部記憶部 17 とを有する。

【0014】

送受信部 11 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定の繰り返し周波数 (P R F (Pulse Repetition Frequency)) の超音波パルスを形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。なお、P R F は、レート周波数とも呼ばれる。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波パルス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毎の送信遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対して与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

40

50

【 0 0 1 5 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 6 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 6 】

また、送受信部 1 1 は、アンプ回路、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行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毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間が与えられた反射波信号の加算処理を行う。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。

10

【 0 0 1 7 】

B モード処理部 1 2 は、送受信部 1 1 から反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行って、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、B モード処理部 1 2 は、後述する M モードデータを生成する。

【 0 0 1 8 】

ドプラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 から受け取っ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、パワーなど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。

20

【 0 0 1 9 】

画像処理部 1 4 は、B モード処理部 1 2 によって生成された B モードデータや M モードデータ、ドプラ処理部 1 3 によって生成されたドプラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像処理部 1 4 は、B モードデータから B モード画像を生成し、M モードデータから M モード画像を生成し、ドプラデータからドプラ画像を生成する。また、画像処理部 1 4 は、座標変換やデータ補間などを行うことで、超音波スキャンの走査線信号列をテレビなど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、表示画像としての超音波画像 (B モード画像、M モード画像、ドプラ画像) を生成する。

30

【 0 0 2 0 】

画像メモリ 1 5 は、画像処理部 1 4 によって生成された超音波画像や、超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。例えば診断の後に、操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能である。また、画像メモリ 1 5 は、送受信部 1 1 を通過後の画像輝度信号、その他の生データ、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。

【 0 0 2 1 】

制御部 1 6 は、超音波診断装置 1 0 0 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 6 は、入力部 3 を介して操作者から入力された各種指示や設定要求、内部記憶部 1 7 から読み込んだ各種プログラム及び各種設定情報に基づき、送受信部 1 1、B モード処理部 1 2、ドプラ処理部 1 3、及び画像処理部 1 4 の処理を制御したり、画像メモリ 1 5 が記憶する超音波画像などを表示部 2 にて表示するように制御したりする。

40

【 0 0 2 2 】

内部記憶部 1 7 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報 (例えば、患者 ID、医師の所見など)、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データなどを記憶する。また、内部記憶部 1 7 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 が記憶する画像の保管などにも使用される。

【 0 0 2 3 】

50

なお、装置本体 10 に内蔵される送受信部 11 などは、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。

【0024】

このような構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、パノラミックスキャンを行う機能を有する。以下では、従来のパノラミックスキャンについて説明した後に、本実施形態に係る超音波診断装置 100 によって行われるパノラミックスキャンについて説明する。

【0025】

図 2 は、従来のパノラミックスキャンによって得られるパノラミック画像データを示す図である。図 2 に示すように、パノラミックスキャンでは、被検体の体表面に沿って超音波プローブをスキャン方向に移動させながら複数の画像データを収集し、各画像データの重複部分を合成することで、パノラミック画像データと呼ばれる広範囲の画像データが得られる。

【0026】

図 3 は、従来のパノラミックスキャンによるパノラミック画像データの生成及び表示を説明するための図である。図 3 に示すように、従来のパノラミックスキャンでは、超音波プローブがスキャン可能な範囲 31 内に合成領域 32 が設定される。この合成領域 32 は、画像データを合成する範囲として用いられる領域であり、例えば、装置が有する計算処理の能力に応じて領域の大きさが設定される。また、パノラミックスキャンでは、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信するスキャンを繰り返し行うことで、超音波プローブの移動にともなって連続的に複数の画像データが収集される。そして、画像データが収集されるごとに、その画像データにおける合成領域 32 に対応する部分を 1 つ前に収集された画像データにおける重複部分と合成することで、パノラミック画像データが生成される。

【0027】

ここで、図 3 に示すように、パノラミックスキャンのスキャン中は、生成されたパノラミック画像データが表示部に表示される。このとき、超音波プローブがスキャン可能な範囲 31 のうち、超音波プローブの移動方向に向かって合成領域 32 より前にある範囲 33 については、画像データがライブ画像として表示される。一方、超音波プローブの移動方向に向かって合成領域 32 より後ろにある範囲 34 については、合成済みの画像データが連続的に静止画像として表示される。これにより、操作者は、ライブ画像として表示される画像データの様子を観察しながら、超音波プローブを移動させることになる。

【0028】

しかしながら、従来のパノラミックスキャンでは、例えば図 3 に示すように、ライブ画像として表示される範囲 33 は超音波プローブがスキャン可能な範囲 31 の一部に限られるため、操作者が視認できる超音波プローブの移動方向の視野が狭くなっている。そのため、操作者が超音波プローブを移動させる際に、体の湾曲部分や骨などのようにアーティファクトを発生させる物体の存在に気付くのが遅れてしまう場合があった。そして、アーティファクトを発生させる物体の存在に気付かず操作者が超音波プローブを移動させてしまった場合には、パノラミック画像データが操作者の意図しないものになってしまい、スキャンのやり直しが必要になることもあった。

【0029】

このような課題を解決するため、パノラミックスキャンにおいて、超音波プローブの移動方向の視野を広げることが考えられる。例えば、従来の技術では、スキャン方向の視野を広げるために、台形スキャンやオブリークスキャン（斜めスキャン）を行うことが考えられる。

【0030】

図 4 は、従来の台形スキャンを説明するための図である。図 4 に示すように、台形スキャンでは、収集される画像データの両端部が放射状に広がるように、スキャン範囲の全体又は両端部で深さ方向に対して斜めに超音波信号を送受信するスキャンである。この台形

10

20

30

40

50

スキャンによれば、深さ方向のみに超音波信号を送受信するスキャンと比べて、画像データの両端部が放射状に広がった分だけスキャン方向の視野を広げることができる（図４に示す範囲４１及び４２を参照）。

【００３１】

図５は、従来のオブリークスキャンを説明するための図である。図５に示すように、オブリークスキャンは、被検体の深さ方向に対してスキャン方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信するスキャンである（図５の下図を参照）。このオブリークスキャンによれば、深さ方向に対してスキャン方向に斜めに傾いた方向に超音波信号が送受信されるので、深さ方向のみに超音波信号を送受信するスキャンと比べて、スキャン方向の視野を広げることができる（図５に示す範囲５１を参照）。

10

【００３２】

しかしながら、従来の台形スキャン及びオブリークスキャンでは、いずれも深さ方向に対して斜めに傾いた方向に超音波信号が送受信されるため、グレーティングローブが発生して画像データの画質が低下する場合があった。この理由から、従来、超音波プローブの移動方向の視野を広げることが目的として、台形スキャンやオブリークスキャンを利用することは難しかった。

【００３３】

上記従来技術に対し、本実施形態に係る超音波診断装置１００は、超音波プローブの移動方向を判定し、第１の方向に超音波信号を送受信して第１の画像データを収集する第１のスキャンと、第１の方向に対して超音波プローブの移動方向に斜めに傾いた第２の方向に超音波信号を送受信して第２の画像データを収集する第２のスキャンとを繰り返し行う。そして、超音波診断装置１００は、第１のスキャンにより収集された複数の第１の画像データを合成したパノラミック画像データを生成し、スキャン中に、パノラミック画像データ又は第１の画像データと併せて、第２の画像データを表示部２に表示させる。

20

【００３４】

なお、本実施形態では、第１のスキャンにおける第１の方向を被検体の深さ方向（被検体に対して垂直な方向）とした場合について説明するが、実施形態はこれに限られない。例えば、被検体の深さ方向に対する傾きを表す角度をオブリーク角度とすると、第１のスキャンにおける第１の方向のオブリーク角度 θ_1 と、第２のスキャンにおける第２の方向のオブリーク角度 θ_2 との関係が、 $\theta_1 < \theta_2$ であればよい。例えば、第１の方向は、 $\theta_1 < 0$ 、すなわち、超音波プローブの移動方向とは反対の方向に傾いていてもよい。このとき、第１のスキャンにおける第１の方向のオブリーク角度として被検体の組織の構造に合わせた最適な角度を選択することで、得られるパノラミック画像の画質を向上させることができる。例えば、被検体内部の構造物に対して垂直になるようにオブリーク角度を調節して超音波信号を送信することで、高い反射信号が得られる。

30

【００３５】

すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置１００は、パノラミックスキャンのスキャン中に、被検体の深さ方向に対して超音波プローブの移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第２の画像データを収集し、この第２の画像データをパノラミック画像データとともに表示させる。本実施形態に係る超音波診断装置１００は、この第２の画像データを表示させることによって、超音波プローブの移動方向の視野を広げようとしている。以下、本実施形態に係る超音波診断装置１００について具体的に説明する。

40

【００３６】

図６は、第１の実施形態に係る超音波診断装置１００の詳細な構成を示す機能ブロック図である。図６は、図１に示した各部のうち、制御部１６及び画像処理部１４の構成を示している。なお、図６は、機能ブロック図であり、必ずしもハードウェア構成を示すものではない。

【００３７】

図６に示すように、画像処理部１４は、画像生成部１４ａと、画像合成部１４ｂとを有する。また、制御部１６は、方向判定部１６ａと、速さ検出部１６ｂと、スキャン制御部

50

１６ｃと、表示制御部１６ｄとを有する。

【００３８】

方向判定部１６ａは、超音波プローブ１の移動方向を判定する。具体的には、方向判定部１６ａは、パノラミックスキャンが行われている間に、超音波プローブ１の移動にともなって連続的に収集される複数の第１の画像データに基づいて、超音波プローブ１の移動方向を検出する。例えば、方向判定部１６ａは、後述する画像合成部１４ｂが行うパターンマッチングによって、時間的に連続する２つの第１の画像データの重複部分が特定された際に、各第１の画像データの位置関係を示す方向ベクトルに基づいて、超音波プローブ１の移動方向を判定する。なお、方向判定部１６ａは、超音波プローブ１の移動方向が検出されない場合には、超音波プローブ１が移動していないと判定する。なお、方向判定部１６ａは、例えば、超音波プローブ１に取り付けられた位置センサによって、超音波プローブ１の移動方向を検出してもよい。

10

【００３９】

速さ検出部１６ｂは、超音波プローブ１が移動する速さを検出する。例えば、速さ検出部１６ｂは、パノラミックスキャンが行われている間に、超音波プローブ１の移動にともなって連続的に収集される複数の第１の画像データに基づいて、超音波プローブ１が移動する速さを検出する。例えば、速さ検出部１６ｂは、後述する画像合成部１４ｂが行うパターンマッチングによって、時間的に連続する２つの第１の画像データの重複部分が特定された際に、各第１の画像データの位置関係を示す方向ベクトルの大きさと、第１の画像データが収集される時間間隔とから、超音波プローブ１が移動する速さを算出する。なお、速さ検出部１６ｂは、例えば、超音波プローブ１に取り付けられた位置センサによって、超音波プローブ１の移動速度を検出してもよい。

20

【００４０】

スキャン制御部１６ｃは、方向判定部１６ａによって判定された超音波プローブ１の移動方向、及び、速さ検出部１６ｂによって検出された超音波プローブ１の速さに基づいて、送受信部１１によって行われるスキャンを制御する。

【００４１】

具体的には、スキャン制御部１６ｃは、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第１の画像データを収集する第１のスキャンと、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第２の画像データを収集する第２のスキャンとを繰り返し行うように送受信部１１を制御する。なお、スキャン制御部１６ｃは、超音波プローブ１が移動されている間は、第１のスキャンにおいて、超音波プローブ１がスキャン可能な範囲のうち超音波プローブ１の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止するように送受信部１１を制御する。

30

【００４２】

図７は、第１の実施形態に係るスキャン制御部１６ｃによるスキャンの制御を示す図である。図７上段の図に示すように、スキャン制御部１６ｃは、方向判定部１６ａによって超音波プローブ１が移動されていないと判定されている間は、超音波プローブ１がスキャン可能な範囲７１に対して、被検体の深さ方向（矢印７１ａの方向）に超音波信号を送受信するスキャンを行う。

40

【００４３】

そして、スキャン制御部１６ｃは、方向判定部１６ａによって超音波プローブ１の移動方向が判定された場合には、図７下段の図に示すように、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第１の画像データを収集する第１のスキャンを行うように送受信部１１を制御する。このとき、スキャン制御部１６ｃは、超音波プローブ１がスキャン可能な範囲７１のうち、超音波プローブ１の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲７２についてはスキャンを停止するように送受信部１１を制御する。すなわち、スキャン制御部１６ｃは、第１のスキャンとして、超音波プローブ１の移動方向に向かって範囲７２より前にある範囲７３に対してのみ、被検体の深さ方向（矢印７３ａの方向）にスキャンを行うように送受信部１１を制御する。

50

【 0 0 4 4 】

このように、スキャン制御部 1 6 c が、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止することによって、パノラミック画像データの合成に用いられない範囲はスキャンしないことになる。これにより、パノラミックスキャンが行われている間に、無駄なスキャンを省略することができる。

【 0 0 4 5 】

さらに、スキャン制御部 1 6 c は、方向判定部 1 6 a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 7 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 の画像データを収集する第 2 のスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。すなわち、スキャン制御部 1 6 c は、第 2 のスキャンとして、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに広げた範囲 7 4 に対して、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向（矢印 7 4 a の方向）にスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。

10

【 0 0 4 6 】

このように、スキャン制御部 1 6 c が、方向判定部 1 6 a によって判定された移動方向に向けて斜めに超音波信号を送受信して第 2 のスキャンを行うので、操作者によって超音波プローブ 1 が移動される方向に応じて、移動方向の視野を自動的に広げることができる。したがって、従来のオプリークスキャンのように、視野が広がる方向がスキャン方向のいずれか一方に固定される場合と比べて、装置の利便性を向上させることができる。

【 0 0 4 7 】

20

なお、スキャン制御部 1 6 c は、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいてスキャンを停止した範囲に照射されていたビーム数よりも第 2 のスキャンで照射されるビーム数が少なくなるように送受信部 1 1 を制御する。このように、スキャン制御部 1 6 c が、スキャンを停止した範囲のビーム数よりも少ないビーム数で第 2 のスキャンを行うように制御することで、超音波プローブ 1 が移動されている間のフレームレートを上げることができるので、ライブ画像として表示される画像データの画質を向上させることができる。

【 0 0 4 8 】

さらに、スキャン制御部 1 6 c は、超音波プローブ 1 が移動する速さに応じて、第 2 の方向を変えるように送受信部 1 1 を制御する。具体的には、スキャン制御部 1 6 c は、超音波プローブ 1 が移動する速さに応じて、第 2 のスキャンにおいて超音波信号を送受信する方向の角度を変えるように送受信部 1 1 を制御する。このとき、スキャン制御部 1 6 c は、速さ検出部 1 6 b によって検出される超音波プローブ 1 の速さに基づいて、超音波プローブ 1 の速さが増すにつれて被検体の深さ方向に対する角度が大きくなるように、第 2 のスキャンの角度を算出する。

30

【 0 0 4 9 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係るスキャン制御部 1 6 c による第 2 のスキャンの角度の制御を示す図である。図 8 に示すように、例えば、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 の時点において、深さ方向に対する角度 8 1 で第 2 のスキャンを行っていたとする。そして、第 1 の時点より後の第 2 の時点で速さ検出部 1 6 b によって検出された超音波プローブ 1 の速さが第 1 の時点での速さよりも増していた場合には、スキャン制御部 1 6 c は、角度 8 1 より大きい角度 8 2 で第 2 のスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。逆に、第 1 の時点より後の第 2 の時点で速さ検出部 1 6 b によって検出された超音波プローブ 1 の速さが第 1 の時点での速さよりも減っていた場合には、スキャン制御部 1 6 c は、角度 8 1 より小さい角度 8 3 で第 2 のスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。

40

【 0 0 5 0 】

このように、スキャン制御部 1 6 c が、超音波プローブ 1 の速さに応じて、第 2 のスキャンにおいて超音波信号を送受信する方向の角度を変えることで、操作者が超音波プローブ 1 を早く移動させたときには、移動方向の視野をより広い範囲に広げることができるので、超音波プローブの移動方向の視認性をより向上させることができる。一方、操作者が

50

超音波プローブ 1 をゆっくり移動させたときには、第 2 のスキャンの角度を小さくすることができるので、グレーティングローブの発生を減らすことができ、第 2 の画像データの画質を向上させることができる。

【 0 0 5 1 】

なお、スキャン制御部 1 6 c は、超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子それぞれの送信遅延時間を制御することで、第 1 の方向及び第 2 の方向の傾きを制御する。具体的には、スキャン制御部 1 6 c は、送受信部 1 1 の送信遅延回路が各レートパルスに対して与える送信遅延時間を変化させることで、第 1 の方向及び第 2 の方向を変える。

【 0 0 5 2 】

画像生成部 1 4 a は、B モード処理部 1 2 によって生成された B モードデータから表示用の画像データを生成する。具体的には、画像生成部 1 4 a は、B モード処理部 1 2 によって生成された B モードデータに対して座標変換やデータ補間などを行うことで、B モード画像表示用の画像データを生成する。本実施形態では、画像生成部 1 4 a は、第 1 のスキャンによって得られる B モードデータから第 1 の画像データを生成し、第 2 のスキャンによって得られる B モードデータから第 2 の画像データを生成する。

10

【 0 0 5 3 】

画像合成部 1 4 b は、超音波プローブ 1 の移動にともなって連続的に収集される複数の第 1 の画像データの重複部分を合成したパノラミック画像データを生成する。具体的には、画像合成部 1 4 b は、第 1 の画像データが収集されるごとに、収集された第 1 の画像データにおける超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲の一部に設定された合成領域に対応する部分を 1 つ前に生成された第 1 の画像データにおける重複部分と合成することでパノラミック画像データを生成する。

20

【 0 0 5 4 】

ここで、画像合成部 1 4 b は、図 2 及び 3 を用いて説明した従来のパノラミックスキャンと同様の方法でパノラミック画像データを生成する。例えば、画像合成部 1 4 b は、画像データの重複部分の合成については、S A D (Sum of Absolute Difference) 法などの一般的なパターンマッチング技術を用いて合成処理を行う。なお、本実施形態に係る画像合成部 1 4 b は、画像生成部 1 4 a によって生成される第 2 の画像データ、すなわち、斜め方向の画像データはパノラミック画像データの生成に用いないので、パノラミック画像データの画質を低下させることがない。

30

【 0 0 5 5 】

図 9 は、第 1 の実施形態に係る画像合成部 1 4 b によるパノラミック画像データの生成を示す図である。図 9 に示すように、画像合成部 1 4 b は、例えば、図 7 下段の図に示した範囲 7 3 及び範囲 7 4 のうち、範囲 7 3 をスキャンして得られた第 1 の画像データのみをパノラミック画像データの合成に用いる。一方、範囲 7 4 をスキャンして得られた第 2 の画像データは、パノラミック画像データの合成には用いられないが、後述する表示制御部 1 6 d によって、超音波プローブ 1 の進行方向の様子を示す情報として、表示部 2 に表示されることになる。

【 0 0 5 6 】

表示制御部 1 6 d は、スキャン中に、パノラミック画像データと併せて、第 2 の画像データを表示部 2 に表示させる。具体的には、表示制御部 1 6 d は、図 7 下段の図に示したように、パノラミックスキャンが行われている間に、画像合成部 1 4 b によって生成されるパノラミック画像データと画像生成部 1 4 a によって生成される第 2 の画像データとを重畳させて表示部 2 に表示させる。これにより、パノラミックスキャンが行われている間は、第 2 の画像データが表示されることによって、超音波プローブ 1 の進行方向の視野を広げることができる。

40

【 0 0 5 7 】

なお、スキャン中に表示されるパノラミック画像データは、合成されるにつれて横方向に伸びていく画像データのうちの一部であってもよい。また、表示制御部 1 6 d は、スキャン中に、第 1 の画像データと併せて、第 2 の画像データを表示部 2 に表示させてもよい

50

。第1の画像データは、スキャン中にライブ画像として表示される。

【0058】

図10は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100によるパノラミックスキャンの処理手順を示すフローチャートである。図10に示すように、スキャン制御部16cが、パノラミックスキャンを開始する指示を操作者から受け付けた場合に、パノラミックスキャンを開始する(ステップS101, Yes)。

【0059】

パノラミックスキャンが開始されると、画像生成部14aが、Bモード処理部12からBモードデータを取得する(ステップS102)。ここで、画像生成部14aは、取得したBモードデータが第2のスキャンによって収集された斜め方向のデータであった場合には(ステップS103, Yes)、その反射波データから斜め方向の画像データ(第2の画像データ)を生成する(ステップS104)。

10

【0060】

一方、画像生成部14aは、取得した反射波データが第2のスキャンによって収集された斜め方向のデータでなかった場合には(ステップS103, No)、その反射波データから深さ方向の画像データ(第1の画像データ)を生成する(ステップS105)。そして、画像生成部14aによって深さ方向の画像データが生成されると、画像合成部14bが、生成された画像データと1つ前に生成された第1の画像データとの重複部分と合成することでパノラミック画像データを生成する(ステップS106)。さらに、方向判定部16aが、超音波プローブ1の移動方向を判定する(ステップS107)。

20

【0061】

その後、また、表示制御部16dが、パノラミック画像データと斜め方向の画像データ(第2の画像データ)とを重畳させて表示部2に表示させる(ステップS108)。また、スキャン制御部16cが、方向判定部16aによって判定された移動方向に応じて、移動方向に斜めに第2のスキャンを行うスキャンシーケンスを新たに作成する(ステップS109)。そして、スキャン制御部16cは、生成した新しいスキャンシーケンスでパノラミックスキャンを続行するように送受信部11を制御する(ステップS110)。

【0062】

その後、スキャン制御部16cは、パノラミックスキャンを終了する指示を操作者から受け付けるまでは、上記処理手順を繰り返し(ステップS111, No)、パノラミックスキャンを終了する指示を操作者から受け付けた場合には、パノラミックスキャンの処理を終了する(ステップS111, Yes)。

30

【0063】

上述したように、本実施形態によれば、パノラミックスキャンのスキャン中に、被検体の深さ方向に対して超音波プローブの移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第2の画像データを収集して、パノラミック画像データとともに表示させる。これにより、超音波プローブの移動方向の視野を広げることができるので、パノラミックスキャンにおいて、スキャン中に超音波プローブの移動方向の視認性を向上させることができる。

【0064】

40

(第2の実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。上記第1の実施形態では、第1の画像データ及び第2の画像データが2次元の画像データである場合の例を説明した。これに対し、第2の実施形態では、第1の画像データ及び第2の画像データが3次元の画像データであるボリュームデータである場合の例を説明する。なお、第2の実施形態では、収集されたボリュームデータから、3次元のパノラミック画像データである3次元パノラミックデータが生成される。

【0065】

本実施形態では、超音波プローブ1は、3次元の画像データであるボリュームデータを収集可能である。例えば、超音波プローブ1は、2Dアレイプローブや、メカニカル4D

50

プローブなどである。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態では、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 のスキャンとして、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第 1 のボリウムデータを収集するスキャンを行い、第 2 のスキャンとして、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 のボリウムデータを収集する第 2 のスキャンとを行うように送受信部 1 1 を制御する。ここで、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 の実施形態と同様に、第 1 のスキャンと第 2 のスキャンとを繰り返し行うように送受信部 1 1 を制御する。

【 0 0 6 7 】

なお、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいて、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲のうち超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止するように送受信部 1 1 を制御する。

【 0 0 6 8 】

図 1 1 は、第 2 の実施形態に係るスキャン制御部 1 6 c によるスキャンの制御を示す図である。図 1 1 上段の図に示すように、スキャン制御部 1 6 c は、方向判定部 1 6 a によって超音波プローブ 1 が移動されていないと判定されている間は、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 1 1 1 に対して、被検体の深さ方向（矢印 1 1 1 a の方向）に超音波信号を送受信するスキャンを行う。本実施形態では、図 1 1 上段の図に示すように、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 1 1 1 は、被検体の深さ方向及び当該深さ方向に直交する 2 つの方向それぞれに所定の幅を有する 3 次元の領域となる。

【 0 0 6 9 】

そして、スキャン制御部 1 6 c は、方向判定部 1 6 a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 1 1 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第 1 のボリウムデータを収集する第 1 のスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。このとき、スキャン制御部 1 6 c は、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 1 1 1 のうち、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲 1 1 2 についてはスキャンを停止するように送受信部 1 1 を制御する。すなわち、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 のスキャンとして、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって範囲 1 1 2 より前にある範囲 1 1 3 に対してのみ、被検体の深さ方向（矢印 1 1 3 a の方向）にスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。これにより、第 1 の実施形態と同様に、3 次元パノラミックスキャンが行われている間に、無駄なスキャンを省略することができる。

【 0 0 7 0 】

さらに、スキャン制御部 1 6 c は、方向判定部 1 6 a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 1 1 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 のボリウムデータを収集する第 2 のスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。すなわち、スキャン制御部 1 6 c は、第 2 のスキャンとして、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに広げた範囲 1 1 4 に対して、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向（矢印 1 1 4 a の方向）にスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。本実施形態では、図 1 1 下段の図に示すように、範囲 1 1 4 は、超音波プローブ 1 の移動方向及び被検体の深さ方向に沿った底面を有する三角柱の形状の領域となる。これにより、第 1 の実施形態と同様に、操作者によって超音波プローブ 1 が移動される方向に応じて、移動方向の視野を自動的に広げることができる。なお、このとき、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいてスキャンを停止した範囲に照射されていたビーム数よりも第 2 のスキャンで照射されるビーム数が少なくなるように送受信部 1 1 を制御してもよい。

【 0 0 7 1 】

また、本実施形態では、画像生成部 1 4 a は、B モード処理部 1 2 によって生成された

3次元のBモードデータから、3次元の画像データであるポリウムデータを生成する。具体的には、画像生成部14aは、Bモード処理部12によって生成されたBモードデータに対して座標変換やデータ補間などを行うことで、ポリウムデータを生成する。本実施形態では、画像生成部14aは、第1のスキャンによって得られる3次元のBモードデータから第1のポリウムデータを生成し、第2のスキャンによって得られる3次元のBモードデータから第2のポリウムデータを生成する。

【0072】

また、本実施形態では、画像合成部14bは、パノラミック画像として、第1のスキャンにより収集された複数の第1のポリウムデータを合成した3次元パノラミック画像データを生成する。具体的には、画像合成部14bは、第1のポリウムデータが収集されるごとに、収集された第1のポリウムデータにおける超音波プローブ1がスキャン可能な範囲の一部に設定された合成領域に対応する部分を1つ前に生成された第1のポリウムデータにおける重複部分と合成することで、3次元パノラミック画像データを生成する。このとき、例えば、画像合成部14bは、ポリウムデータの重複部分の合成については、SAD (Sum of Absolute Difference) 法などの一般的なパターンマッチング技術を用いて合成処理を行う。

【0073】

図12は、第2の実施形態に係る画像合成部14bによって生成される3次元パノラミック画像データを示す図である。図12に示すように、例えば、画像合成部14bは、図11下段の図に示した範囲113及び範囲114のうち、範囲113をスキャンして得られた第1のポリウムデータのみを3次元パノラミック画像データの合成に用いる。これにより、図12に示すように、超音波プローブ1の移動方向に沿った広範囲のポリウムデータが得られる。なお、範囲114をスキャンして得られた第2のポリウムデータは、3次元パノラミック画像データの合成には用いられないが、表示制御部16dによって、超音波プローブ1の進行方向の様子を示す情報として、表示部2に表示されることになる。

【0074】

また、本実施形態では、表示制御部16dは、スキャン中に、3次元パノラミック画像データ又は第1のポリウムデータにおける所定方向に沿った断面画像データと併せて、第2のポリウムデータにおける所定方向に沿った断面画像データを表示部2に表示させる。

【0075】

例えば、表示制御部16dは、スキャン中に、3次元パノラミック画像データ又は第1のポリウムデータにおける直交3方向それぞれに沿った断面画像データと併せて、第2のポリウムデータにおける直交3方向それぞれに沿った断面画像データを表示部2に表示させる。

【0076】

図13は、第2の実施形態に係る表示制御部16dによって表示される断面画像データの一例を示す図である。例えば、表示制御部16dは、パノラミックスキャンが行われている間に、画像合成部14bによって生成される3次元パノラミック画像データと画像生成部14aによって生成される第2のポリウムデータとを重畳させたポリウムデータを生成する。その後、表示制御部16dは、生成したポリウムデータに対して、断面再構成 (MPR: Multi Planer Reconstruction) 法によるレンダリング処理を行うことで、直交する3方向それぞれに沿った断面画像データを生成する。ここで、直交する3方向は、例えば、超音波プローブ1のスキャン範囲に対してあらかじめ定義されている3次元座標系の3軸方向である。または、直交する3方向は、操作者によって指定された方向であってもよい。そして、表示制御部16dは、パノラミックスキャンが行われている間に、生成した3つの断面画像データをそれぞれ表示部2に表示させる。

【0077】

例えば、超音波プローブ1が2Dアレイプローブであった場合に、図12に示すように

10

20

30

40

50

、２Ｄアレイプローブのスキャン範囲に対して、振動子の２次元の配列方向のうち的一方がＸ軸方向として定義され、他方がＹ軸方向として定義され、被検体の深さ方向がＺ軸と定義されていたとする。その場合に、例えば、表示制御部１６ｄは、Ｘ－Ｚ平面に平行な断面１２１、１２２及び１２３それぞれの断面画像データを生成する。そして、表示制御部１６ｄは、Ｘ－Ｚ平面に平行な断面１２１の断面画像データ１３２と、Ｘ－Ｙ平面に平行な断面１２２の断面画像データ１３２と、Ｙ－Ｚ平面に平行な断面１２３の断面画像データ１３３とをそれぞれ表示部２に表示させる。この結果、超音波プローブ１をＸ軸方向に移動させた場合には、断面画像データ１２１及び１２２において、画像内に描出されている範囲が超音波プローブの移動方向に広がることになる。また、超音波プローブ１をＹ軸方向に移動させた場合には、断面画像データ１２２及び１２３において、画像内に描出されている範囲が超音波プローブの移動方向に広がることになる。

10

【００７８】

また、例えば、表示制御部１６ｄは、スキャン中に、３次元パノラミック画像データ又は第１のボリュームデータにおける超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データと併せて、第２のボリュームデータにおける超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データを表示部２に表示させてもよい。

【００７９】

この場合には、表示制御部１６ｄは、パノラミックスキャンが行われている間に、方向判定部１６ａによって検出された超音波プローブ１の移動方向を取得する。さらに、表示制御部１６ｄは、画像合成部１４ｂによって生成される３次元パノラミック画像データと画像生成部１４ａによって生成される第２のボリュームデータとを重畳させたボリュームデータを生成する。その後、表示制御部１６ｄは、生成したボリュームデータに対して、断面再構成法によるレンダリング処理を行うことで、超音波プローブ１の移動方向に沿った断面画像データを生成する。

20

【００８０】

ここで、表示制御部１６ｄは、超音波プローブ１の移動方向の変化に応じて断面画像データを生成する。例えば、表示制御部１６ｄは、方向判定部１６ａから所定の時間間隔で超音波プローブ１の移動方向を取得し、移動方向を取得するごとに、３次元パノラミック画像データと第２のボリュームデータとを重畳させたボリュームデータを生成し、さらに、断面画像データを生成する。そして、表示制御部１６ｄは、パノラミックスキャンが行われている間に、生成した断面画像データを表示部２に表示させる。この結果、超音波プローブ１を任意の方向に移動させた場合でも、その移動方向に沿って、断面画像データに描出されている範囲が広がることになる。

30

【００８１】

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。

40

【符号の説明】

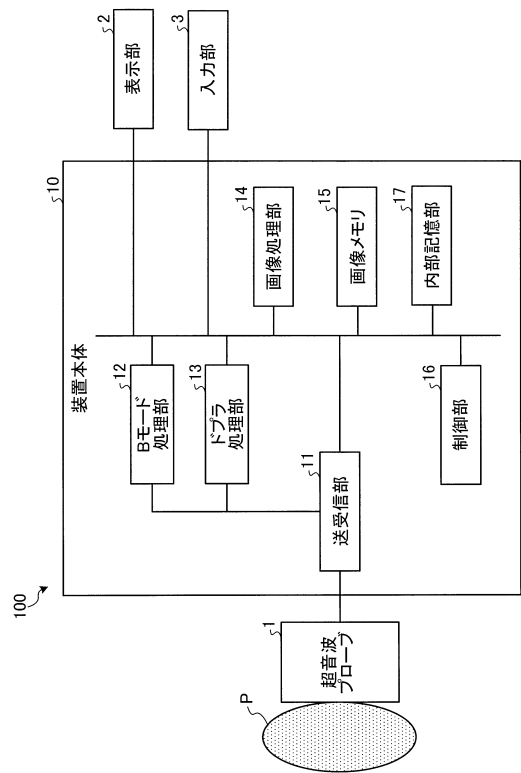
【００８２】

- １００ 超音波診断装置
 - １ 超音波プローブ
 - １１ 送受信部
 - １４ 画像処理部
 - １４ｂ 画像合成部
 - １６ 制御部
 - １６ａ 方向判定部
 - １６ｃ スキャン制御部

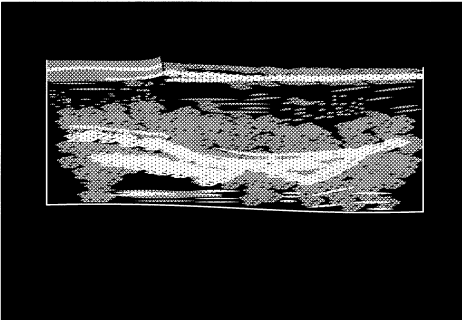
50

1 6 d 表示制御部

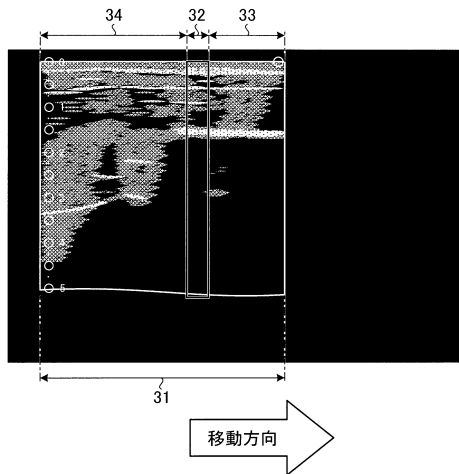
【 図 1 】



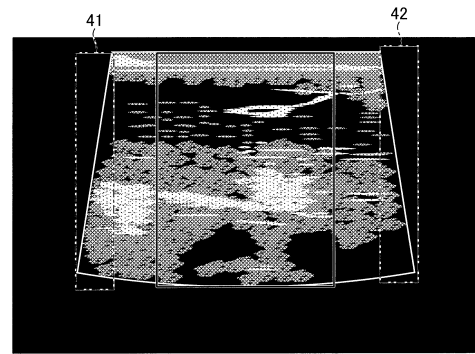
【 図 2 】



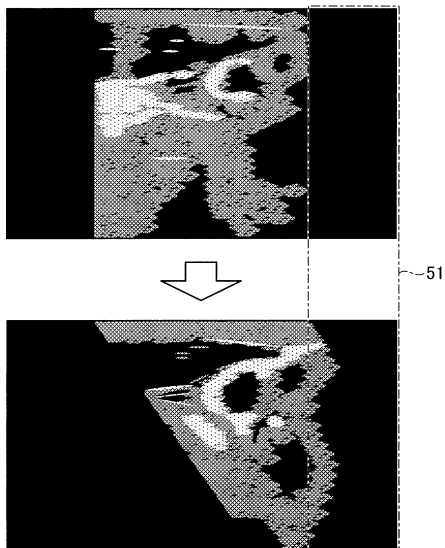
【図 3】



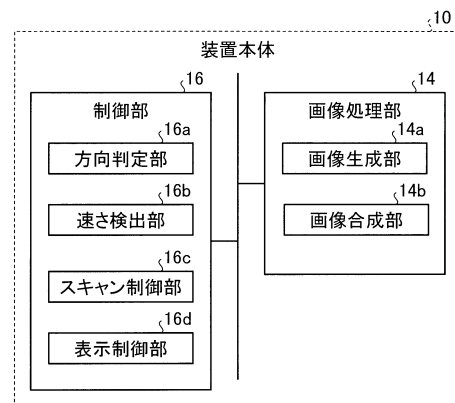
【図 4】



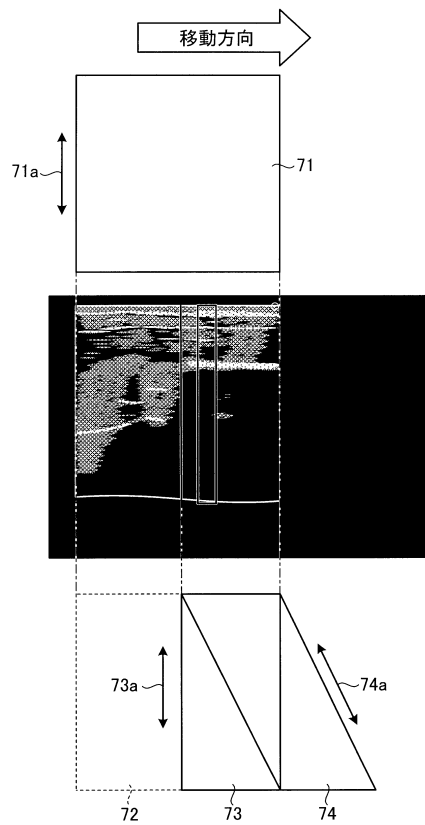
【図 5】



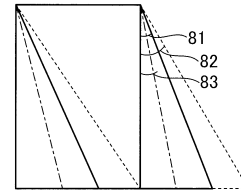
【図 6】



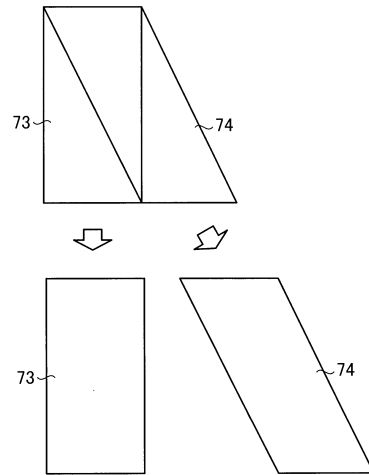
【図 7】



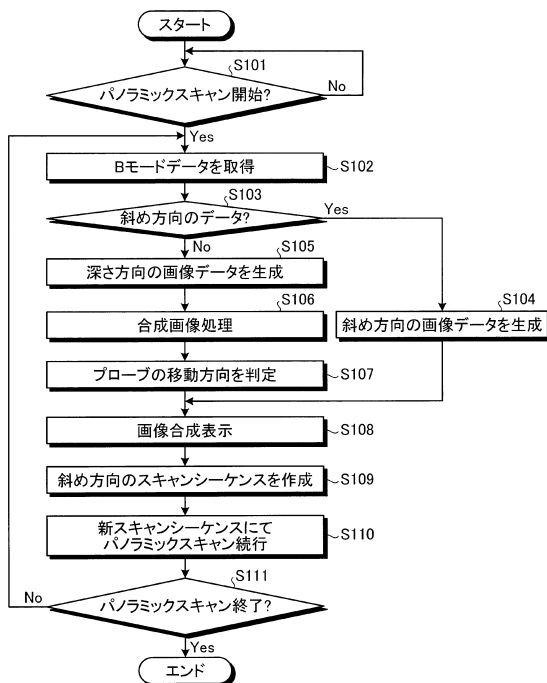
【図 8】



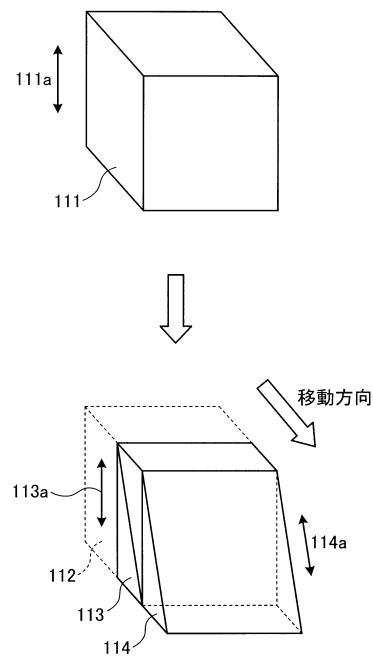
【図 9】



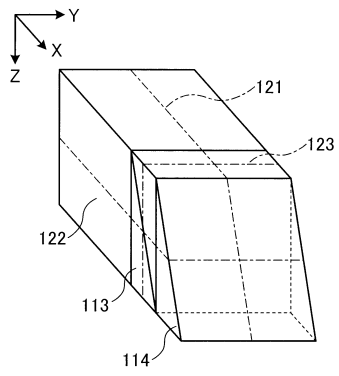
【図 10】



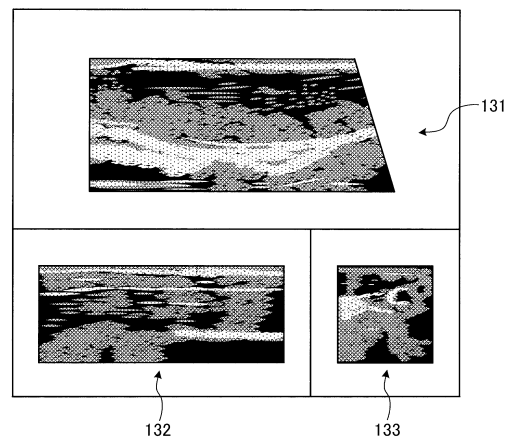
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (72)発明者 郡司 隆之
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

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特表2004-507298 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 4

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6054230B2	公开(公告)日	2016-12-27
申请号	JP2013080561	申请日	2013-04-08
[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	栗田康一郎 樋口治郎 中嶋修 郡司隆之 久我衣津紀		
发明人	栗田 康一郎 樋口 治郎 中嶋 修 郡司 隆之 久我 衣津紀		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5253 A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB17 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/GA17 4C601/JC20 4C601/JC22 4C601/JC25 4C601/KK24		
优先权	2012090409 2012-04-11 JP		
其他公开文献	JP2013233418A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在根据实施例的超声诊断设备中，方向确定单元确定超声探头的移动方向。扫描控制单元控制发送和接收单元，以便通过在第一方向上发送和接收超声信号来重复执行用于获取第一图像数据的第一扫描，以及通过在a中发送和接收超声信号来获取第二图像数据的第二扫描。第二方向相对于第一方向朝向移动方向倾斜。图像叠加单元通过叠加通过第一扫描获取的多条第一图像数据来生成全景图像数据。在扫描期间，显示控制单元将第二图像数据与全景图像数据或第一图像数据一起显示在显示单元上。

